

Mauricio Pereira Dal Pont

**PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO PARA FOTOPLETISMOGRAFIA COM
MÓDULOS DE MONITORAMENTO**

Dissertação submetida ao Programa de
Pós Graduação em Engenharia Elétrica
da Universidade Federal de Santa Cata-
rina para a obtenção do Grau de Mestre
em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD

Florianópolis

2016

Mauricio Pereira Dal Pont

**PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO PARA FOTOPLETISMOGRAFIA COM
MÓDULOS DE MONITORAMENTO**

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Título de “Mestre em Engenharia Elétrica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica.

Florianópolis, 9 de Maio de 2016.

Prof. Carlos Galup Montoro, Dr
Coordenador do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Santa Catarina

Banca Examinadora:

Prof. Renato Garcia Ojeda, PhD
Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Daniela Ota Hisayasu Suzuki, PhD
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Alexandre Trofino Neto, PhD
Universidade Federal de Santa Catarina

Lucas Casagrande Neves, Msc
InPulse Animal Health

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, à minha namorada Andressa Danielli Canei pelo carinho, amor, companheirismo, amizade e, principalmente, por me ajudar a sobreviver nas últimas semanas da escrita deste documento.

À minha família, em especial minha mãe, Rita de Cássia Pereira, pelo apoio incondicional e preocupação com meu bem-estar.

Aos meus amigos, em especial Marco Aurélio Aguiar e Ricardo Santos da Silva, pela parceria e amizade.

Ao Gabriel Paim, Lucas Neves e Jonatas Pavei e à InPulse por todo o apoio técnico e motivacional, assim como disponibilidade de componentes sem os quais não seria possível um avanço tão grande neste trabalho.

Ao orientador Jefferson Luiz Brum Marques pelos conhecimentos divididos e discussões proveitosas, ocasionando num avanço exponencial no trabalho desenvolvido.

Aos colegas de trabalho Diogo Furukawa, Rafael Bidese e Gilson Turchiello, assim como todos os demais colegas da InPulse, por toda ajuda durante os dois anos de mestrado.

À CAPES pelos recursos fornecidos e ao IEB-UFSC pelos ensinamentos.

For millions of years, mankind lived just like the animals. Then something happened which unleashed the power of our imagination. We learned to talk and we learned to listen. (...) Mankind's greatest achievements have come about by talking, and its greatest failures by not talking. (...) All we need to do is make sure we keep talking.

(Stephen Hawking, 1993)

RESUMO

A monitoração contínua de parâmetros fisiológicos de um ser humano é um desafio, visto a complexidade biológica e o número de parâmetros a serem monitorados. O ser humano é um sistema multi variável que necessita desta monitoração contínua para seu ótimo funcionamento. Equipamentos vestíveis (*wearable*) são aliados para o cumprimento desta tarefa pela autonomia na aquisição dos sinais e parâmetros fisiológicos, tornando-se bastante complexos e completos na finalidade de monitoramento de um ser humano. Outros sistemas também multi variáveis, como um veículo automotivo, possuem um sistema de monitoramento responsável por adquirir todos os sinais relevantes e realizar análises necessárias. A solução de um sistema de monitoramento de veículo automotivo é separada em módulos responsáveis por determinadas tarefas, e cada módulo pode ser independentemente removido, melhorado, e novos módulos podem ser adicionados. A partir da solução de módulos de monitoramento de um veículo automotivo, solução já robusta e consolidada, inspirou-se em uma plataforma de aquisição de fotopletismografia (PPG) com um sistema de monitoramento de um ser humano. O sistema de monitoramento irá obter o sinal de PPG e calculará a pressão sanguínea não invasiva em tempo real baseada neste parâmetro (a partir de uma calibração inicial com um dispositivo auxiliar de pressão), e enviará estes dados calculados a um outro equipamento/estabelecimento de saúde via comunicação sem fio. A plataforma de aquisição realiza controle de intensidade luminosa dos LEDs para obtenção de PPG em qualquer indivíduo sem interferência de fatores interindividuais (cor da pele, rigidez da artéria). Este trabalho também apresenta estudos sobre a obtenção da pressão sanguínea via PPG sem a necessidade de calibração com um dispositivo auxiliar de pressão, e estudos sobre a utilização de LED verde em equipamentos de PPG *wearable*, em detrimento do LED vermelho e infravermelho. Os resultados mostraram a eficiência da plataforma para cálculo de pressão sanguínea não invasiva em tempo real, atingindo valores dentro da tolerância de erro permitida pela AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*). O método de cálculo de pressão sanguínea sem calibração por um aparelho auxiliar de pressão apresentou resultados promissores, mas com necessidade de um estudo mais aprofundado. O controle de intensidade luminosa nos LEDs possibilita a obtenção da morfologia de onda do PPG em qualquer indivíduo. Testes reais ainda necessitam ser efetuados para comprovação dos métodos propostos.

Palavras-chave: Fotopletismografia, Pressão Sanguínea, Controle de Tensão, Dispositivo *Wearable*.

ABSTRACT

The continuous physiological parameters monitoring on a human being is a challenge, due to its biological complexity and the amount of parameters to be monitored. A human being is a multi variable system that needs this continuous monitoring for its optimal behaviour. Wearable devices are useful tools to this task due to its autonomy on the signals and parameters acquisition, being very complex and complete on the real time monitoring solution. Other systems also multi variable, as a vehicle, have a monitoring system responsible for acquiring all relevant signals and to perform the needed analysis. This solution for a vehicle monitoring system is splitted in modules, where each module is responsible for their respective task, and each module can be removed, optimized and even new modules can be inserted. From this robust and consolidated solution, a photoplethysmography PPG acquisition platform with a monitoring system was developed. The monitoring system will acquire the PPG signal and calculates the non invasive blood pressure based on PPG (after an initial input from an auxiliary blood pressure device) and send this information to another device or health care establishment. The system has a LED luminous intensity control in order to obtain a PPG waveform in any individual, despite skin color or arterial stiffness. This work also presents studies about the use of green LED light in wearable PPG devices over red and infrared LED lights. Results showed the efficiency of the platform for the non-invasive blood pressure calculus in real time, with errors below the tolerance allowed by AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*). The blood pressure calculus without calibration by an auxiliary device showed promising results, but with further studies needed. The LEDs luminous intensity control adjusts the LEDs luminous intensity, allowing the PPG to be obtained in any subject. Real test still need to be performed, so the methods presented in this thesis can be proven.

Keywords: Photoplethysmography, Blood Pressure, Voltage Control, Wearable Devices.

LISTA DE FIGURAS

2.1	Mudança de Paradigma com Saúde Ubíqua	29
2.2	Módulos de um Equipamento Wearable	30
2.3	Componentes AC e DC no PPG	31
2.4	Comparação do PPG em Diferentes Partes do Corpo . . .	32
2.5	PPG Transmissivo e Reflexivo	33
2.6	Relação AC/DC em função da intensidade luminosa . . .	35
2.7	Absorção da Hemoglobina pelo Comprimento de Onda .	36
2.8	Sinais de PPG e de Respiração de Referência	40
2.9	Espectro de Frequências do HRV Antes e Depois do Freeze- Frame	41
3.1	Comunicação do Sistema de Monitoramento	48
3.2	Circuito do MAPS - Amplificador e subtrator	49
3.3	Circuito do MAPS - Filtros	49
3.4	Circuito do MCT	50
3.5	Circuito do MCom	51
3.6	Circuito do MSen	51
3.7	Circuito do MGE	52
4.1	Diagrama de Blocos do Filtro Adaptativo	54
4.2	Diagrama de Blocos do Controlador	56
4.3	Controle de Luminosidade com Resistor Conhecido . . .	57
4.4	Diagrama de Blocos do Ajuste de Ganho de Estágio Final	57
5.1	Tensões e tempo cardíaco	60
6.1	Onda de PPG sintética	65
6.2	Onda de PPG, sua primeira e segunda derivadas	66
6.3	Gráfico de Bland-Altman para pressões sistólica e diastólica	67
6.4	Histograma de frequências das diferenças entre pressões	68
6.5	Comparação entre erro e desvio padrão obtidos com a norma	70
6.6	Fluxograma do algoritmo de regressão	71
6.7	Comparação entre erro e desvio padrão obtidos sem calibração e a norma	73
6.8	Gráfico de Bland-Altman para pressões sistólica e diastólica sem calibração	74
6.9	Filtro adaptativo para diferentes step-size	76
6.10	Resposta aos degraus da plataforma	77
6.11	Resposta ao degrau de 0,25V do modelo	78
6.12	Resposta em malha fechada do modelo controlado . . .	79

6.13 Resposta aos degraus da plataforma modelada	80
6.14 Modelo da plataforma de aquisição em malha aberta	81
6.15 Resultados em simulação: controle e filtro adaptativo	81
6.16 Sistema completo em modelo	82
6.17 Plataforma de Aquisição: módulo Msen	83
6.18 Plataforma de Aquisição: módulos MAPS, MGE, MCom e MCT	84
6.19 Comando de calibração enviado à plataforma	85
6.20 Resultados reais: controle de luminosidade	85
6.21 Resultados reais: controle de luminosidade no ambiente iluminado	86
6.22 Influência do movimento do sensor no sinal fotopletismográfico	87
6.23 Resultados reais: filtro adaptativo	88
6.24 Simulação do filtro adaptativo em maior frequência de amostragem	89
6.25 Resultados reais: tela de um smartphone após calibração do algoritmo de pressão sanguínea	90
7.1 Diagrama de bode do sistema controlado em MA	93
7.2 Comparação da eficiência do filtro adaptativo para duas frequências de amostragem distintas	94

LISTA DE TABELAS

3.1	Mapeamento Módulos de Monitoramento.	44
6.1	Pressões sistólicas e diastólicas calculadas a partir do método proposto e o valor de referência correspondente.	69
6.2	Relação do sinal AC/DC normalizado para os tipos de pele, segundo a escala de Fitzpatrick. Valores expressos em média \pm SD (adaptado de [1]).	77
6.3	Comandos implementados na plataforma de aquisição. .	83
1	Características dos Sinais PLETH e ABP selecionados . .	106

SIGLAS

AAMI Association for the Advancement of Medical Instrumentation

AC componente alternada

ADC Analog-Digital Converter

CI circuito integrado

DACs Digital-Analog Converters

DC componente contínua

ECG eletrocardiograma

FFT transformada de Fourier

HRV variabilidade da frequência cardíaca

MAPA Monitorização Ambulatorial de Pressão Arterial

MAPS Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais

MCom Módulo de Comunicação

MCT Módulo de Controle

MGE Módulo de Gerenciamento de Energia

MSen Módulo Sensorial

Pd pressão diastólica

Pp pressão de pulso

PPG fotopletismografia

Ps pressão sistólica

PTT pulse transit time

PWV pulse wave velocity

td tempo de ciclo cardíaco

TEPT Transtorno de Estresse Pós Traumático

Vd tensão diastólica

Vm tensão média

Vs tensão sistólica

SUMÁRIO

1	Introdução	25
1.1	Justificativa	26
1.2	Objetivo	27
1.2.1	Objetivos Gerais	27
1.2.2	Objetivos Específicos	27
1.3	Organização da Dissertação	28
2	Fundamentação Teórica	29
2.1	Saúde Ubíqua	29
2.2	Fotopletismografia	31
2.2.1	Comprimento de Onda do Fotoemissor	34
2.2.2	Saturação de Oxigênio no Sangue	36
2.2.3	Frequência Cardíaca	37
2.2.4	Pressão Sanguínea	37
2.2.5	Débito Cardíaco	39
2.2.6	Respiração	39
2.2.7	Coerência Cardíaca	40
3	Plataforma de Aquisição	43
3.1	Módulos de Monitoramento	43
3.2	Especificação dos Componentes	45
3.3	Arquitetura do Sistema	47
3.4	Projeto do Circuito	48
4	Processamento de Sinais e Controle	53
4.1	Filtro Adaptativo para Redução de Artefatos de Movimento	53
4.2	Controle	55
4.2.1	Controle de Luminosidade nos LEDs	55
4.2.2	Ajuste de Ganho	57
5	Método para Cálculo de Pressão Sanguínea	59
5.1	Pressão Sanguínea com Calibração	59
5.2	Pressão Sanguínea sem Calibração	61
5.3	Validação do Método	62
6	Resultados	63
6.1	Cálculo de Pressão Sanguínea através de PPG	63
6.1.1	Melhoramentos do Algoritmo	63
6.1.1.1	Equações de Calibração	63

6.1.1.2	Cálculo da Área da Curva	63
6.1.2	Detecção de Picos	64
6.1.3	Resultados do Algoritmo	65
6.1.4	Pressão Sanguínea via PPG sem Calibração . .	71
6.2	Projeto do Filtro Adaptativo e do Controlador de Luminosidade nos LEDs	75
6.2.1	Filtro Adaptativo	75
6.2.2	Controlador	75
6.3	Resultados em Simulação	80
6.4	Resultados na Plataforma de Aquisição	82
6.4.1	Controle de Luminosidade	83
6.4.2	Filtro Adaptativo	86
6.4.3	Pressão Sanguínea Não Invasiva	88
7	Discussão	91
7.1	Cálculo de Pressão Sanguínea	91
7.2	Controle de Luminosidade no LED	92
7.3	Filtro Adaptativo	93
7.4	Plataforma de Aquisição	95
8	Conclusão	97
9	Trabalhos Futuros	99
	Referências	101
	Apêndice A	105

1 INTRODUÇÃO

A fotopletismografia (PPG) é uma técnica bastante conhecida e difundida. No entanto, a extração e cálculo de determinados parâmetros fisiológicos de um indivíduo através do sinal do PPG estão em processo de estudo. O uso deste método, suplantando medições invasivas, traz benefícios para o usuário saudável como para eventuais indivíduos não-saudáveis. Com esta abordagem é possível a medição em tempo real e contínua, estando interligada com outros equipamentos e transmitindo estas informações em tempo real para um centro de saúde especializado ou membros da família. Este trabalho propõe o desenvolvimento de uma plataforma de aquisição para cálculos de parâmetros fisiológicos de forma contínua e em tempo real, usando conceitos de *u-health* e através de módulos de monitoramento baseados no sistema de monitoramento veículos automotivos, obtendo a pressão sanguínea do indivíduo utilizando-se do PPG reflexivo no pulso. O ser humano é um sistema multi variável que necessita de uma monitoração contínua para seu ótimo funcionamento. Outros sistemas também multi variáveis, como um veículo automotivo, possuem um sistema de monitoramento responsável por adquirir todos os sinais relevantes e realizar análises necessárias. A solução de um sistema de monitoramento de veículo automotivo é separada em módulos responsáveis por determinadas tarefas, e cada módulo pode ser independentemente removido, melhorado, e novos módulos podem ser adicionados. A partir da solução de módulos de monitoramento de um veículo automotivo, solução já robusta e consolidada, inspirou-se em uma plataforma de aquisição de fotopletismografia (PPG) com um sistema de monitoramento de um ser humano.

Através do sinal de PPG obtido pela plataforma de aquisição, um algoritmo de cálculo de pressão sanguínea não invasiva, baseado no PPG, é utilizado para o cálculo de pressão sanguínea batimento a batimento. Este algoritmo é baseado no desenvolvido por Jones & Wang [2], e otimizações são realizadas para o desempenho mais robusto deste algoritmo. Para o cálculo ser realizado, é necessário uma entrada inicial de pressão sistólica e diastólica, obtidos por um aparelho auxiliar de pressão sanguínea. Estudos são realizados para o desenvolvimento de um algoritmo de cálculo de pressão sanguínea não invasiva, também baseado em PPG, sem a necessidade de calibração inicial.

O estudo de Fallow [1] apresenta variações na relação AC/DC do sinal do PPG entre indivíduos com pele mais escura e pele mais clara, segundo a escala de Fitzpatrick [3]. Outros fatores indivi-

duais como a rigidez da artéria e camada de gordura interferem na amplitude do sinal de fotopletismografia. Deste modo é necessário o projeto de um controlador de luminosidade nos LEDs do PPG, ajustando assim o nível de luminosidade para cada indivíduo, obtendo sinal AC de alta amplitude - da parte AC pode-se calcular parâmetros fisiológicos como a pressão sanguínea, utilizado neste trabalho. Também interferem no sinal do PPG os artefatos de movimento, ocasionados por movimento corporal. Estudos são realizados para o projeto de filtro adaptativo para redução de artefatos de movimento, a partir de [4] e [5].

As contribuições deste trabalho são: projeto de *hardware* de PPG para aplicações em saúde ubíqua; desenvolvimento e estudos de um sistema de monitoramento com módulos, para um ser humano; desenvolvimento de um algoritmo com calibração inicial para cálculo de pressão sanguínea não invasiva utilizando-se de PPG; estudos e desenvolvimento sobre cálculo de pressão sanguínea não invasiva via PPG sem necessidade de calibração; projeto de controle de luminosidade nos LEDs do PPG para obtenção de uma forma de onda de alta amplitude; estudos sobre utilização de filtro adaptativo para redução de artefatos de movimento em PPG; e estudos sobre a utilização de LED verde em comparação com LEDs vermelho e infravermelho em aplicações de PPG reflexivo.

1.1 JUSTIFICATIVA

A pressão sanguínea é um dos parâmetros fisiológicos mais importantes e básicos. Os métodos de obtenção de pressão sanguínea, no entanto, são invasivos ou não-invasivos e, muitas vezes, desconfortáveis como o Monitorização Ambulatorial de Pressão Arterial (MAPA), ao ser posicionado no braço e ocasionarem a oclusão das veias e artéria. Para saúde ubíqua, o equipamento deve ser capaz de obter determinado parâmetro fisiológico a qualquer momento e em qualquer lugar [6]. Isto significa que o conforto da utilização do equipamento coopera com o indivíduo utilizá-lo por mais tempo.

Dentre as técnicas de obtenção de parâmetros fisiológicos, a fotopletismografia é um dos mais simples e menos invasivos. Isto se deve pelo parâmetro ser obtido através da incidência de luz na pele por fotoemissores, excitando um fotoreceptor localizado no lado oposto do meio de medição ou adjacente aos fotoemissores. Através deste sinal de fotopletismografia, vários outros parâmetros

fisiológicos podem ser obtidos, tornando este equipamento uma ótima solução para aplicações em saúde ubíqua. No entanto deve-se projetá-lo com cuidado, visto o fato da alta capacidade de distorção do sinal de PPG devido à artefatos de movimento.

1.2 OBJETIVO

1.2.1 Objetivos Gerais

Desenvolver o *hardware* e o *firmware* de uma plataforma de aquisição de fotopletismografia composta por módulos de monitoramento baseados em módulos de monitoramento de um sistema automotivo. O dispositivo *wearable* irá conter um microcontrolador responsável pela aquisição dos sinais dos sensores, por filtros digitais, controle, e por realizar o cálculo de pressão sanguínea não-invasiva, comunicando-se via *bluetooth* com um dispositivo externo.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Projetar um *hardware* de aquisição de fotopletismografia reflexiva no pulso;
- Projetar uma plataforma contendo o *hardware* de aquisição de fotopletismografia, processamento de sinais, controle, comunicação e gerenciamento de energia, separados em módulos, para que funcione de modo autônomo (dispositivo *wearable*);
- Desenvolver um algoritmo de cálculo de pressão sanguínea não-invasiva baseado apenas em fotopletismografia, que apresente resultados abaixo do erro máximo tolerado pela norma internacional [7];
- Implementar o algoritmo do item anterior em um microcontrolador;
- Desenvolver comunicação da plataforma com um outro dispositivo capaz de enviar informações via *WiFi*, para aplicações em saúde ubíqua;
- Estudar e comparar a utilização do LED verde na fotopletismografia com o LED vermelho e o infravermelho.

1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho é dividido em 9 capítulos. O capítulo 2 apresentará a fundamentação teórica necessária para o entendimento deste trabalho, elucidando o estado da arte do cálculo de parâmetros fisiológicos através de fotopletismografia, assim como o estado da arte da própria técnicas de fotopletismografia. Em seguida, teremos 3 capítulos sobre Materiais e Métodos, divididos em 3 partes: a Plataforma de Aquisição, que aborda o *hardware* desenvolvido; o desenvolvimento de *firmware* como o Processamento de Sinais e Controle; e o Método de Cálculo de Pressão Sanguínea. A seguir, apresentam-se os Resultados, seguido das Discussões, Conclusão do trabalho e indicações de Trabalhos Futuros.

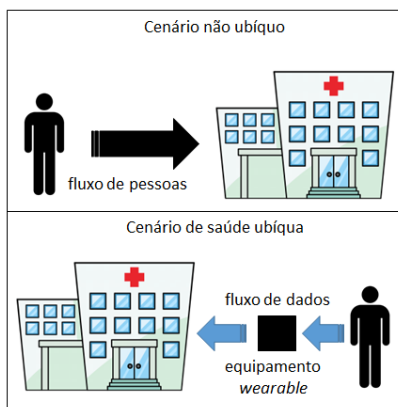
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 SAÚDE UBÍQUA

Com o avanço da tecnologia, o paradigma do atendimento médico tem apresentado mudanças, evoluindo da cura para a prevenção, e no formato do monitoramento contínuo de pacientes internados e não internados, a fim de auxiliar no tratamento de doenças [8]. Neste contexto, o modelo ubíquo se estende para a saúde, na forma da obtenção de parâmetros fisiológicos a qualquer momento e em qualquer lugar [6], estabelecendo uma nova abordagem no cuidado à saúde dos indivíduos.

Num cenário de saúde não-ubíqua, ocorre um fluxo de indivíduos aos estabelecimentos de assistência de saúde (Fig. 2.1). Estes indivíduos se deslocam a uma clínica, posto de saúde ou hospital e um profissional da área da saúde coleta informações e parâmetros fisiológicos para análise da condição física e psicológica deste paciente. Este cenário pode sobrecarregar um estabelecimento de assistência de saúde com fluxos desnecessários de indivíduos, sobrecarga dos recursos humanos, equipamentos e infraestrutura física. Os eventos de coleta destas informações apresentam-se como um problema discreto: os bio-sinais são adquiridos uma vez que o paciente se desloca à unidade de assistência de saúde ou/e quando se mantém internado. Não há monitoramento contínuo fora destes estabelecimentos, limitando a análise à consulta clínica.

Figura 2.1: Mudança do Fluxo de Informações aos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde com a Introdução da Saúde Ubíqua. Fonte: O Autor.

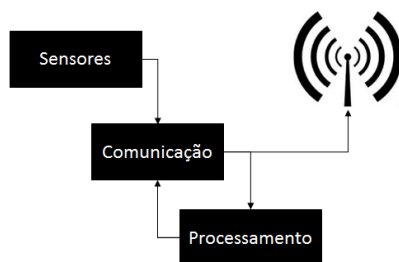


A inclusão do conceito ubíquo na saúde ocasiona uma mudança de fluxo: os parâmetros clínicos são transmitidos diretamente do indivíduo para o estabelecimento de assistência de saúde, não necessitando da presença física do paciente no estabelecimento. Desta forma há o monitoramento contínuo dos bio-sinais relevantes à condição clínica do paciente.

A aplicação da saúde ubíqua é possível principalmente pelo avanço da tecnologia de transmissão de dados via comunicação sem fio. Exemplos são conexões 3G/4G, *Bluetooth* e *WiFi*. Estes protocolos de comunicação adicionados a equipamentos *wearable* (vestíveis) possibilitam a aquisição de parâmetros fisiológicos e o envio destes a um estabelecimento de assistência de saúde, como também abre a possibilidade de manter membros da família cientes da condição do indivíduo não-sadio a qualquer momento e em qualquer lugar.

Um equipamento *wearable* é composto de três partes (Fig. 2.2: uma unidade de processamento (computador) *wearable*, sensor(es) *wearable* e um módulo de comunicação [9]. A unidade de processamento pode ser representado por um microcontrolador ou PIC, como também *smartphone*, *tablet* ou *notebook*. O módulo sensorial (responsável pela aquisição do bio-sinal) comunica-se com a unidade de processamento que será responsável por transformar os sinais lidos em parâmetros fisiológicos de alto nível, e encaminhá-los novamente ao módulo de comunicação para que este envie à outro dispositivo/estabelecimento através de algum protocolo de comunicação.

Figura 2.2: Módulos de um Equipamento Wearable. Fonte: O Autor.



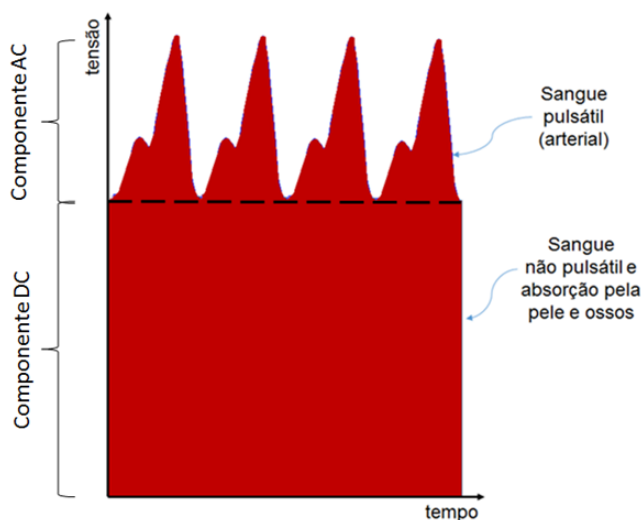
Vários sinais e parâmetros fisiológicos podem ser adquiridos por equipamentos *wearable* e algoritmos podem ser adicionados a estes equipamentos, elevando o nível tecnológico e entregando parâmetros de fácil e rápida análise ao profissional da

saúde. Cita-se o eletrocardiograma, fotopletismografia, saturação de oxigênio, frequência cardíaca, pressão sanguínea não invasiva, coerência cardíaca, respiração, temperatura, entre outros. Este trabalho se concentrará na fotopletismografia e na pressão sanguínea, parâmetro derivados deste bio-sinal.

2.2 FOTOPLETISMOGRAFIA

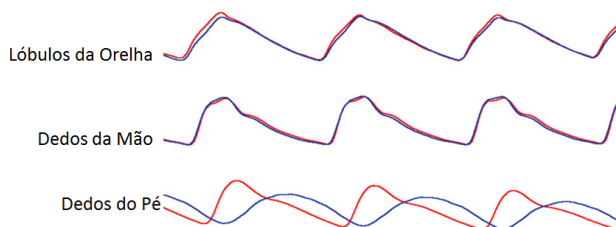
A fotopletismografia (*photoplethysmography* ou PPG) é uma técnica utilizada na detecção de mudanças no volume do fluxo sanguíneo numa determinada parte do corpo. Quando um feixe de luz é direcionado à pele, parte desta luz é absorvida pelos tecidos e pelo sangue venoso não pulsátil [10]. Há uma porção da luz emitida que atravessa o tecido e o sangue, e uma parte restante da luz é refletida. Apesar da simplicidade do método, o entendimento completo da origem do espectro de frequências deste sinal, com sua componente fundamental e suas harmônicas, ainda não é bem claro, mas provê importantes informações sobre o sistema cardiovascular [11]. A Fig. 2.3 representa o bio sinal e as respectivas componentes. A porção constante (DC) corresponde à absorção da luz pelos tecidos e pelo sangue venoso não pulsátil. A componente variável (AC) corresponde ao sangue pulsátil.

Figura 2.3: Componentes AC e DC na fotopletismografia. Fonte: O Autor.



O equipamento de fotopletiografia consiste em dois componentes: um fotoemissor (comumente um LED) e um fotodiodo. A morfologia do bio-sinal adquirido pelo fotodiodo varia de pessoa para pessoa e depende do local em que é utilizado [12]. A Fig. 2.4, mostra a diferença de morfologia e amplitude do PPG de um indivíduo. Nota-se pequenas diferenças, quase imperceptíveis entre os sinais de ambos os lados da orelha e dos dedos (indicadores). Já quanto aos dedos dos pés, percebe-se grande diferença na morfologia e amplitude dos sinais, como um atraso devido à distância do coração. Esse atraso não se verifica a olho nú nos outros pontos medidos devido à proximidade com o coração.

Figura 2.4: Comparação do PPG em Diferentes Partes do Corpo. As linhas azuis representam o lado direito e as linhas vermelhas o lado esquerdo. Note o atraso e a redução de amplitude entre o dedo do pé direito e esquerdo. Fonte: Adaptado de [12]

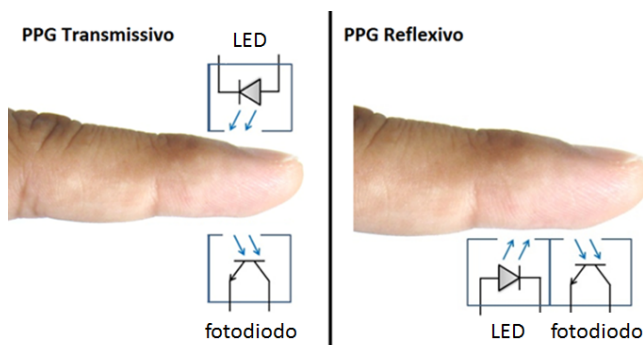


Há duas configurações comuns na utilização da fotopletiografia: transmissiva e reflexiva (Fig. 2.5). Na fotopletiografia transmissiva, o fotorreceptor é alocado do lado oposto ao fotoemissor, mantendo o objeto a ser medido entre ambos componentes. Esta aplicação apresenta alguns problemas relacionados à espessura do objeto de medição. Com o aumento da espessura, uma maior intensidade luminosa necessita ser irradiada para que atravesse todos os tecidos sem ser completamente absorvida por estes e pelo sangue, limitando a utilização desta configuração na capacidade de irradiação do componente fotoemissor. Atravessa-se este problema ao grande consumo de energia em equipamentos *wearable* para medições de fotopletiografia transmissiva em regiões mais espessas do corpo humano, como por exemplo o pulso. Esta configuração se adapta facilmente em regiões como os dedos, orelhas e língua (esta última bastante utilizada em medições veterinárias).

A fotopletiografia reflexiva, por sua vez, tem sua configuração de modo a posicionar o fotoemissor adjacente ao

fotorreceptor. Diferentemente da configuração transmissiva, a configuração reflexiva adquire a intensidade luminosa refletida pelo fluxo sanguíneo e pelos tecidos. Desta forma, é capaz de ser utilizada em qualquer parte do corpo que tenha contato direto com a pele, sem estar limitada à espessura da superfície. Com esta configuração é possível obter o sinal de fotopletismografia no pulso, utilizado em equipamentos *wearable* similares a relógios de pulso.

Figura 2.5: Configurações de PPG: transmissivo e reflexivo. Fonte: O Autor.



Um equipamento *wearable* de fotopletismografia de forma reflexiva facilita o uso rotineiro, devido a simplicidade do uso e a não obstrução de tarefas manuais, em detrimento da configuração transmissiva que impossibilitaria, por exemplo, o uso de um dedo para tarefas comuns como digitar em um teclado ou cozinhar. A medição contínua é necessária para a completude do conceito de saúde ubíqua.

Este equipamento, como já mencionado, é composto de um componente fotoemissor e um componente fotorreceptor. As características de cada componente devem ser bem escolhidas para a aplicação desejada. A técnica de fotopletismografia é utilizada para o monitoramento clínico fisiológico com a obtenção de vários parâmetros fisiológicos, como a saturação de oxigênio no sangue, frequência cardíaca, pressão sanguínea, débito cardíaco e respiração [12]. Estes parâmetros serão detalhados nos tópicos seguintes.

2.2.1 Comprimento de Onda do Fotoemissor

Os equipamentos de oximetria e fotopletismografia comumente se apresentam na configuração transmissiva e com a utilização do par de fotoemissores vermelho e infravermelho, com comprimentos de onda específicos. Essa escolha se deve aos fatores expostos em 2.2.2, quando o interesse é o cálculo de saturação de oxigênio no sangue. Para a obtenção da forma de onda fotopletismografica de forma transmissiva, um fotoemissor infravermelho é comumente utilizado [13]. Isto se deve ao fato da penetração da luz emitida pelo fotoemissor em um meio estar relacionada ao comprimento de onda desta luz, segundo a Lei de Beer-Lambert. Logo, com uma maior penetração da luz infravermelha, uma maior amplitude do sinal AC excitará o fotosensor, localizado no lado oposto ao meio de medição, segundo a Fig. 2.5.

Maeda *et al* [13] [14], realizou experimentos para análise da utilização do LED verde (comprimento de onda de 535 nm) em comparação ao LED infravermelho, de comprimento de onda de 880 nm. No primeiro experimento, o indivíduo teve sua mão mergulhada em banho isotérmico a 10 °C até a temperatura da superfície da mão alcançar um patamar estável. Após, os sinais de fotopletismografia foram adquiridos por 1 minuto. O mesmo procedimento seguiu para a temperatura de 40 °C, seguido da aquisição de 1 minuto de sinal. Os resultados foram analisados através de um coeficiente de correlação (CR) entre o sinal AC e o sinal DC, segundo a equação 2.1.

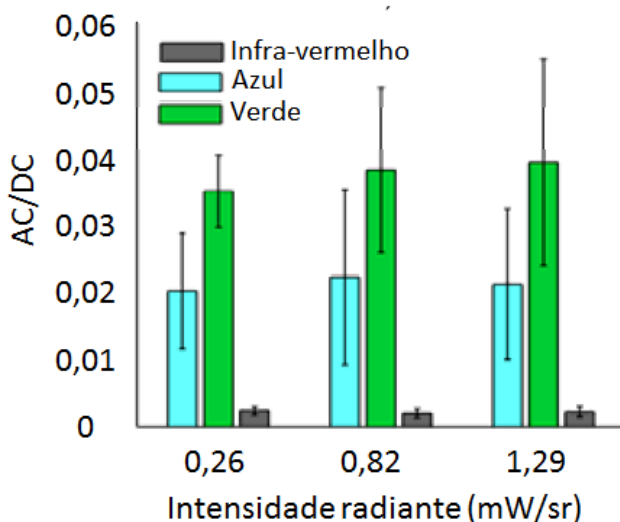
$$CR = \frac{AC}{AC + DC} \quad (2.1)$$

Para temperatura ambiente, o LED verde obteve um CR de $0,062 \pm 0,014$ e o LED infravermelho obteve CR de $0,025 \pm 0,010$. O estudo também analisou a correlação entre a frequência cardíaca obtida através de ambos os sinais em comparação com a obtida via eletrocardiograma (ECG). Os resultados mostraram a acentuação do desempenho do LED verde na utilização em fotopletismografia: para o experimento de baixa temperatura, a correlação da frequência cardíaca entre o LED verde e o ECG foi de $0,934 \pm 0,081$ enquanto o LED infravermelho obteve uma correlação de $0,731 \pm 0,266$.

No entanto, a utilização de comprimentos de onda menores para a fotopletismografia deve ser cautelosa. Com a diminuição do comprimento de onda e da penetração da luz nas camadas de

pele, há também a perda de informação. Lee *et al* [15] e Vizbara *et al* [16] realizaram experimentos com diferentes comprimentos de onda e analisaram a relação sinal-artefato de movimento durante movimentos corporais. Lee *et al* [15] utilizou LEDs verde, azul e vermelho nos comprimentos de onda respectivamente 530 nm, 470 nm e 645 nm, enquanto Vizbara *et al* [16] utilizou LEDs verde, azul e infravermelho, nos comprimentos de onda 520 nm, 465 nm e 940 nm, respectivamente. Ambos concluíram que a utilização do LED verde é mais adequada para equipamentos *wearable*. Lee *et al* [15] compara a obtenção da frequência cardíaca obtida pelos três comprimentos de onda com a obtida a partir do ECG, resultando em um erro sistemático de 0,18 bpm com $\pm 1,96$ desvios padrão de $\pm 0,61$ bpm para o LED verde, enquanto os LEDs azul e vermelho obtiveram, respectivamente erro sistemático e $\pm 1,96$ desvios padrão de $0,20 \pm 2,23$ bpm e $-0,07 \pm 3,20$ bpm. Vizbara *et al* [16] mostra a relação das componentes AC/DC de cada comprimento de onda no pulso vide Fig. 2.6, onde o LED verde possui uma relação vantajosa frente aos LEDs azul e infravermelho.

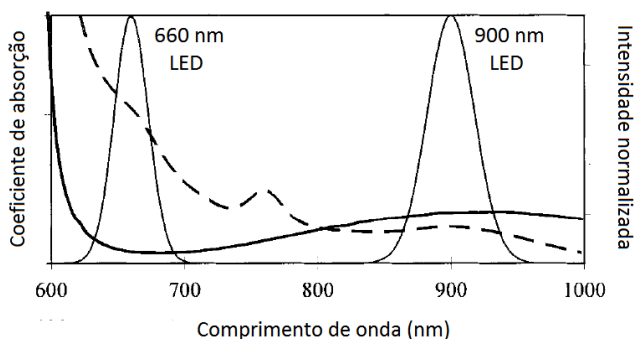
Figura 2.6: Relação AC/DC em função da intensidade luminosa. Fonte: Adaptado de [16]



2.2.2 Saturação de Oxigênio no Sangue

A obtenção do nível de oxigênio no sangue, utilizando a técnica de fotopleletismografia, realiza-se na verificação das hemoglobina, responsáveis por transportar oxigênio até as células. A relação entre a quantidade de hemoglobina oxigenadas (HbO_2) e hemoglobina não oxigenadas (Hb), está diretamente relacionada à saturação de oxigênio no sangue [17]. Para adquirir esta informação, utiliza-se de dois fotoemissores cujos sinais adquiridos pelo fotodiodo apresentem respostas à perturbações por movimento semelhantes; ao menos um dos fotoemissores deve possuir um comprimento de onda com níveis de absorção diferentes entre a hemoglobina oxigenada e a não oxigenada; e a penetração da luz emitida na pele para ambos os fotoemissores deve ser equivalente [18]. Estes requisitos garantem a performance e a exatidão do cálculo. A Fig. 2.7 mostra a relação da absorção de luz pela hemoglobina oxigenada e a hemoglobina não oxigenada, referente aos fotoemissores que apresentam melhor desempenho para o nível de saturação de oxigênio superior à 70 %: LED vermelho de comprimento de onda 660 nm e LED infravermelho, com comprimento de onda de 900 nm [18].

Figura 2.7: Absorção da hemoglobina oxigenada (traçado cheio) e da hemoglobina não oxigenada (traçado pontilhado) pelo comprimento de onda do fotoemissor. Fonte: Adaptado de [18].



Os LEDs são acionados de forma pulsada e alternada, garantindo a absorção pelo fotorreceptor de apenas um comprimento de onda por vez. Ambos os sinais são adquiridos, calcula-se a relação entre a componente alternada (AC) e a componente contínua (DC) de ambos os sinais, segundo a equação 2.2. A saturação de oxigênio

é obtida pela equação 2.3, multiplicando R por uma constante K , obtida em calibração [19].

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (2.2)$$

$$\%SpO_2 = KR \quad (2.3)$$

2.2.3 Frequência Cardíaca

A morfologia da onda fotopletismográfica carrega muitas informações sobre o sistema cardiovascular, a despeito da falta de um conhecimento profundo sobre as componentes do espectro de frequências do sinal [11]. Todavia, a frequência cardíaca é uma das informações facilmente obtidas através da onda fotopletismografica. A acurácia do cálculo da frequência cardíaca pela fotopletismografia é analisada em [20], onde foi realizada uma medição contínua de 8 horas de duração, adquirindo ECG e PPG de 6 recém-nascidos e analisando os dados numa janela de 30 segundos. As medições de frequência cardíaca obtidas pelo PPG apresentaram 1,1 % de falsos-negativos e 0,9 % de falsos-positivos em relação ao ECG. Algumas das técnicas utilizadas para o cálculo da frequência cardíaca através do PPG são a detecção de cruzamento pelo zero (*zero-crossing*) [20] e a análise no domínio da frequência pela transformada de Fourier (FFT) [12]. A frequência cardíaca instantânea é obtida com a obtenção da distância entre um batimento e o próximo [21] [17] e ao multiplicarmos o tempo (em segundos) entre batimentos por 60 segundos.

2.2.4 Pressão Sanguínea

A pressão sanguínea é um parâmetro fisiológico de alta importância e é um dos sinais vitais mais básicos. Todavia, os equipamentos disponíveis no mercado para medição de pressão sanguínea de modo não invasivo são desconfortáveis, pelo fato de serem posicionados no braço [22].

No contexto da medição não invasiva da pressão sanguínea, algumas técnicas se destacam com equipamentos bem aceitos no mercado. O *Human NIBP (Human Non-Invasive Blood Pressure)* da *ADInstruments* realiza a medição de pressão de forma contínua e não invasiva, ao posicionar uma algema inflável no dedo do paciente com um fotoemissor e um fotorreceptor. Com estes sensores,

a medição de pressão sanguínea é obtida batimento a batimento de forma robusta e exata, quando o paciente não se encontra em movimento. No entanto, salientam que o uso deste equipamento se limita ao uso para pesquisa. Na área clínica, destaca-se o MAPA. Neste sistema, o equipamento de medição é posicionado no braço do paciente e, a cada 20 minutos, a algema infla e o sensor obtém a pressão sanguínea do paciente. Este processo é realizado durante 24 horas e o paciente não necessita se manter na clínica, podendo estar em sua casa. Este processo apresenta algumas limitações como o alto custo do sistema, o desconforto do uso e perturbações de medição durante o sono [23].

O *Human NIBP* utiliza-se de um PPG em conjunto de uma algema inflável para a obtenção de pressão. Este equipamento apresenta vantagem em relação ao MAPA por não obstruir o fluxo sanguíneo do braço para a obtenção de pressão, e por ser capaz de medir a pressão sanguínea batimento a batimento. Todavia, para um equipamento de saúde ubíqua, o *Human NIBP* não apresenta a robustez e facilidade de uso. Outros métodos de cálculo de pressão sanguínea não invasiva utilizam técnicas com grande enfoque no PPG, utilizando-se do parâmetro pulse transit time (PTT), obtido através do ECG e do PPG [24] ou do pulse wave velocity (PWV), obtido puramente por PPG, através de dois pares de fotoemissores e fotorreceptores posicionados a uma distância conhecida (*e.g.*, pulso e dedo indicador) [25].

A utilização do PPG puro para a obtenção de parâmetros fisiológicos é um grande avanço no contexto de saúde ubíqua, visto que o equipamento de PPG não causa desconfortos, em comparação à esfigmomanômetros automáticos.

De acordo com a Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI), diferenças de no máximo ± 5 mmHg para o valor médio e de ± 8 mmHg para o desvio padrão entre a nova técnica e o método de referência são aceitáveis [26] [7]. Conhecendo a tolerância permitida para equipamentos de obtenção de pressão sanguínea, podemos otimizar uma das técnicas em prol da saúde ubíqua.

Jones & Wang descrevem um método de cálculo de pressão sanguínea com a utilização de PPG puro, e apenas um fotoemissor e um fotorreceptor, conectados à uma unidade de processamento [2]. Esta técnica baseia-se na lei de Beer-Lambert da química analítica. A lei descreve a relação da absorção de uma luz monocromática pela concentração de um material na solução por uma função da distância do caminho da luz na solução. Maiores detalhes sobre esta

técnica serão descritos em 5.1.

2.2.5 Débito Cardíaco

A capacidade de bombeamento sanguíneo do coração está por volta de 5 litros de sangue por minuto, mas pode variar dependendo da condição clínica do indivíduo [12]. Através da fotopletismografia, é possível calcular o débito cardíaco do paciente de forma não invasiva utilizando-se de um método simples para aplicação em saúde ubíqua. O parâmetro é obtido através da multiplicação da frequência cardíaca (FC) pelo volume sistólico (VS), equação 2.4, ambos obtidos pelo PPG [27].

$$CO = FC \cdot VS \quad (2.4)$$

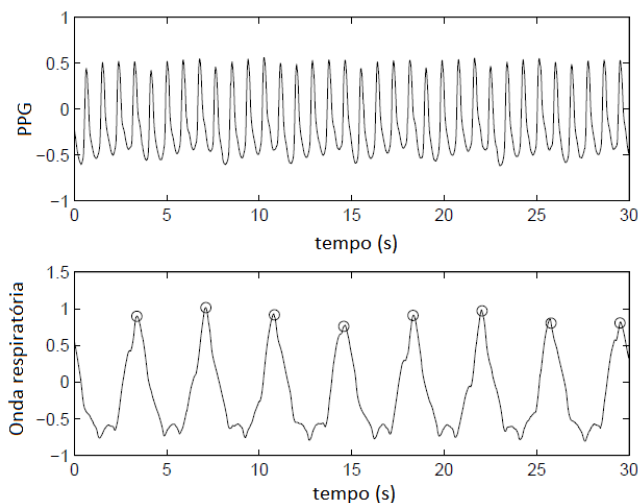
A frequência cardíaca é facilmente obtida, segundo referência da seção 2.2.3. Há algumas técnicas para o cálculo do volume sistólico não invasivo. Wang *et al* [27], utiliza uma constante de calibração K , obtida através de uma medição invasiva e correlacionando o cálculo de volume sistólico com a onda de PPG. Já Harms *et al* [28], utiliza o método *Modelflow* que calcula uma forma de onda derivada do PPG através do sinal de pressão de artérias periféricas, inferindo assim no cálculo do volume sistólico.

2.2.6 Respiração

O monitoramento da respiração é uma medição importante em internação e certas condições clínicas. A respiração causa variações na circulação sanguínea, sendo possível observá-las através da fotopletismografia como variações de amplitude [12]. No entanto, a suscetibilidade de ruídos e artefatos de movimento do PPG podem causar cálculos imprecisos na taxa de respiração. A Fig. 2.8 apresenta um sinal de fotopletismografia modulado pela respiração e a componente respiratória de referência: a mudança de amplitude no sinal de PPG deve-se à influência da respiração na circulação sanguínea. Uma vez com este sinal, aplicam-se técnicas para a extração da taxa de respiração.

Fleming *et al* [29], realiza uma comparação entre três técnicas para extração da taxa de respiração através da onda de PPG: filtragem digital, decomposição por transformada *wavelet* e um modelo por autorregressão. Nilsson *et al* [30], apresenta a técnica de filtragem digital ao realizar operações com um filtro passa-banda Butterworth de 3ª ordem, com frequências de corte

Figura 2.8: Sinais de PPG e de Respiração de Referência. Fonte: Adaptado de [29].



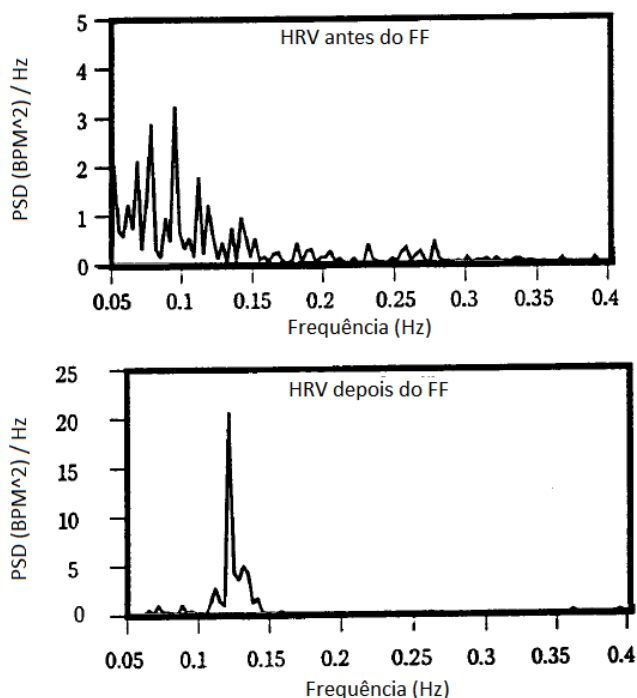
de 0,1 Hz - 0,3 Hz. Este método apresentou-se com erro médio de 0,5 respirações por minuto, ao ser comparado com o método de referência. Segundo Fleming, a técnica da transformada *wavelet* para extração da taxa de respiração, a pesar da complexidade do método, apresentou erro maior que a técnica de filtragem digital, com erro médio de 1 respiração por minuto. Já a técnica proposta no artigo [29] utiliza a autorregressão para a localização dos polos do modelo, que representam a taxa de respiração na janela analisada. Este método pode ser utilizado em tempo real, com uma janela deslizante de 30 segundos com 5 segundos de sobreposição. O erro apresentado, comparando ao método de referência, foi de 0,04 respirações por minuto, mostrando uma performance melhorada ao compararmos com as duas outras técnicas mencionadas.

2.2.7 Coerência Cardíaca

A coerência cardíaca é uma importante medida da variabilidade da frequência cardíaca (HRV) que, com os devidos protocolos, indica a sincronia das atividades parassimpáticas (sincronia entre respiração e frequência cardíaca). O Transtorno de Estresse Pós Traumático (TEPT) está associado com a diminuição da coerência cardíaca, assim como a depressão e a ansiedade [31].

Terapias alternativas vêm sendo estudadas na intenção da substituição do tratamento com remédios destas doenças. Tiller *et al* [32], realiza um estudo sobre uma técnica chamada *Freeze-Frame*. Esta técnica consiste no paciente se desvincular de quaisquer pensamentos e emoções ruins, concentrar-se no batimento do coração e focar em algum sentimento gratificante/feliz sobre alguma lembrança ou alguma pessoa. A técnica foi testada em 20 pacientes num período de 24 horas. A maioria dos pacientes que foram aptos a realizar e manter a técnica por alguns minutos reportaram diminuição na intrusão de pensamentos aleatórios e aumento do bem estar geral. Acrescenta-se como resultado, a presença de um pico de energia por volta de 0,1 Hz, no espectro de frequências do HRV de cada paciente. A Fig. 2.9, apresenta a mudança nesta energia, atentando-se ao grande pico próximo de 0,1 Hz.

Figura 2.9: Espectro de Frequências do HRV Antes e Depois do Freeze-Frame (FF). Fonte: Adaptado de [32]



Há técnicas de respiração que produzem o pico de energia em

0,1 Hz no espectro de frequências da HRV e podem facilitar a sincronia das atividades parassimpáticas, colaborando com a técnica do *Freeze-Frame*. No entanto, a respiração em si não é capaz de modificar as emoções ou a atenção do paciente, podendo assim haver o pico nas redondezas de 0,1 Hz no espectro de frequências do HRV, mantendo-se sentimentos como ansiedade [33]. A energia concentrada por volta de 0,1 Hz teria sua causa atrelada apenas à respiração.

3 PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO

3.1 MÓDULOS DE MONITORAMENTO

No intuito de projetar um equipamento para aplicações de saúde ubíqua, este trabalho apresenta uma proposta de módulos de monitoramento baseado nos módulos de monitoramento, controle e aquisição de sinais de um veículo automotivo. Em um veículo, todas as informações relevantes são adquiridas de forma direta e outras informações são calculadas via parâmetros conhecidos e adquiridos por outros sensores. Pode-se citar a energia que é recuperada durante desacelerações – energia que provém do alternador. Não há sensores de corrente no alternador em veículos automotivos. Entretanto, esta informação é facilmente obtida de forma indireta através do cálculo de tensão e corrente fluindo para dentro da bateria principal (fluxo positivo) e a energia consumida pelos demais componentes, totalizando a energia absorvida pela desaceleração. Há como calcular também o consumo de gasolina para prover energia aos componentes elétricos quando a bateria não os supre (por estar esgotada), calculando-se também a quantidade de gás carbônico emitido na atmosfera de forma indireta.

Baseando-se nestes sistemas de monitoramento, mapeou-se o sistema de um veículo automotivo para um sistema de monitoramento de um ser humano, de forma a obter um aparelho de saúde ubíqua, obtendo-se os parâmetros fisiológicos a qualquer momento e em qualquer lugar. A solução do sistema de monitoramento de um veículo automotivo é robusta e eficaz para o monitoramento de parâmetros em tempo real. O ser humano, ao ser analisado como um sistema de parâmetros variantes no tempo, possui semelhanças ao veículo automotivo, quanto a necessidade de um sistema de monitoramento de parâmetros importantes de serem acompanhados em tempo real, para manutenção e preservação do ótimo funcionamento. Desta forma, a solução do monitoramento de parâmetros do veículo automotivo será mapeada para um ser humano. A Tabela 3.1 cita as funções de alguns dos módulos de um veículo. Em seguida é realizado um mapeamento destes módulos para a proposta atual e a descrição de cada módulo.

- Módulo de Gerenciamento de Energia (MGE)
Controla fluxo de corrente para os sensores e CIs, reguladores de tensão, carregador de bateria, medidor de nível de bateria e LEDs indicadores de energia e carregamento;

Tabela 3.1: Mapeamento Módulos de Monitoramento.

Sigla	Significado	Função	Mapeamento
-	Sensores	Conjunto de todos os sensores do veículo	MSen
HSBUS	High Speed Bus	Adquire dados dos sensores numa alta taxa de amostragem, como velocidade e giro do motor e os transmite para outros módulos	MAPS, MCom
EPM	Electric Power Management	Gerencia o fluxo de corrente do veículo, comanda o alternador, define quando recarregar baterias, define alertas, etc.	MGE
ECM	Engine Control Module	Envolve toda a parte de controle relacionada ao motor	MCT

- **Módulo Sensorial (MSen)**
Conjunto dos sensores: acelerômetro, fotodiodo e LEDs;
- **Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais (MAPS)**
Adquire os sinais provindos de todos os sensores citados acima e realiza o processamento de sinais para cada, como a remoção de artefatos de movimento via filtro adaptativo em *hardware* e *firmware*, filtros de remoção de ruídos, e envia os sinais tratados para o módulo de controle (MCT);
- **Módulo de Comunicação (MCom)**
Recebe as informações provindas do módulo de controle e as envia por *bluetooth*, recebe e transfere os sinais do módulo sensorial ao módulo de aquisição e processamento de sinais;
- **Módulo de Controle (MCT)**
Controle por realimentação da intensidade luminosa do LED via tensão DC de referência, ajuste de ganho de estágio final (*back – end*) do MAPS, seleciona a taxa de amostragem de aquisição digital, comanda o processamento de sinais do MAPS, controla os sinais que serão adquiridos e quais serão enviados ao módulo de comunicação, trata sinais recebidos do módulo de comunicação, realiza e trata comandos recebidos via *bluetooth*, realiza processamento de sinais a nível de *firmware*.

3.2 ESPECIFICAÇÃO DOS COMPONENTES

Esta seção tratará da especificação de cada componente selecionado e sua localização dentro do sistema de monitoramento. Circuitos integrados com comunicação SPI e/ou I2C foram escolhidos, facilitando a implementação do algoritmo e *firmware*. A preferência de componentes foi para fabricantes que possuem a opção de enviar amostras gratuitas.

- Fonte de Energia

O equipamento *wearable* deve ser de baixo consumo, aumentando o tempo de vida útil antes da recarga da bateria. Selecionou-se uma bateria de lítio de 3,7 V, visando a regulação de tensão a 2,8 V para o circuito e 3,3 V para os LEDs. A diferença de tensão na alimentação do circuito e dos LEDs deve-se à inerente queda de tensão nos diodos que, para os LEDs verdes, oscilam de 2 V à 3 V, dependendo da millicandela selecionada. Deste modo há a possibilidade de selecionar LEDs com maior intensidade luminosa no comprimento de onda da cor verde. Há também uma fonte de energia através de conexão USB, responsável por recarregar a bateria.

- LED

A escolha do comprimento de onda do fotoemissor já foi detalhada em 2.2.1. Selecionou-se o LED no formato SMD (*surface-mount device*) APTD1608CGCK da Kingbright que apresenta cor dominante verde no comprimento de onda de 570 nm. A escolha deste componente deve-se às especificações de queda de tensão no LED e intensidade luminosa, medida pela unidade *mcd* (*millicandela*). LEDs indicadores comuns possuem cerca de 50 mcd, enquanto o LED selecionado possui 190 mcd. A queda de tensão deste componente é de 2,1 V. Dois LEDs serão utilizados no Módulo Sensorial.

- Fotodiodo

O fotodiodo escolhido deve ser sensível na faixa do comprimento de onda selecionado, 570 nm. Deste modo selecionou-se o QSB34CGR da Fairchild Semiconductor. Este fotodiodo possui sensibilidade espectral relativa de 0,7 para um comprimento de onda de 570 nm e um amplo ângulo de recepção de 120 °. Um fotodiodo será utilizado no Módulo Sensorial.

- Amplificador de Transimpedância

Selecionou-se o amplificador de transimpedância da Texas Ins-

truments OPA381AIDGKT pois possibilita alimentação em 2,8 V e apresenta uma implementação em circuito simples. Este circuito integrado (CI) será responsável pela conversão de corrente em tensão, da saída do fotodiodo.

- **Amplificador Operacional**
O amplificador operacional LMC6492 da Texas Instruments será utilizado para o processamento de sinais a nível de *hardware* do MAPS.
- **Potenciômetro Digital**
O potenciômetro digital (*digipot*) é utilizado em conjunto com o amplificador operacional para o ganho de estágio final (*back – end*) do Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais. Selecionou-se o MCP4161-503E/SN da Microchip Technology. Este componente tem resistência máxima de 50 $k\Omega$ com 256 passos e comunicação SPI.
- **Microcontrolador**
Inicialmente havia sido selecionado um microcontrolador da família PIC para a realização da tarefa de processamento e controle do circuito. No entanto a alta complexidade das tarefas de cálculo de parâmetros fisiológicos, controle e processamento de sinais não foram suficientemente atendidas pelo PIC16F1788 da Microchip Technology. Assim, optou-se por um microcontrolador com maior memória e capacidade de processamento, utilizando-se do MSP430FR5969 da Texas Instruments. Salienta-se a falta de conversores digital-analógico neste microcontrolador, necessitando, então, de CIs específicos para tal tarefa.
- **Conversor Digital-Analógico**
Com a falta de conversores digital-analógicos no microcontrolador MSP430 selecionado, escolheu-se o componente DAC121C085C1MM/NOPB da Texas Instruments. Este DAC tem resolução de 12 bits e dois serão necessários: um para o controle de luminosidade e outro para o filtro adaptativo em nível de *hardware*. A escolha deste componente foi corroborada pela facilidade de projeto em circuito, visto o fato de possuir comunicação I2C.
- **Acelerômetro**
O acelerômetro tem papel fundamental no filtro adaptativo para remoção de artefatos de movimento. Selecionou-

se o KXCJ9-1008-FR da Rohm Semiconductor. Este CI possui comunicação I2C e sensibilidade de $\pm 2\text{ g}$, $\pm 4\text{ g}$ ou $\pm 8\text{ g}$, selecionada via configuração inicial pelo usuário.

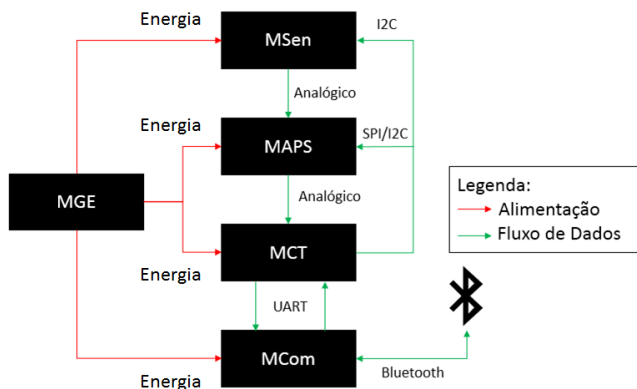
- Bluetooth
O Módulo de Comunicação é composto, principalmente, pelo módulo de bluetooth. O componente WT11I-A-AI5 da Silicon Labs foi utilizado para esta tarefa.
- Reguladores de Tensão
Os reguladores de tensão do Módulo de Gerenciamento de Energia para 3,3 V e 2,8 V foram escolhidos, respectivamente, o TPS73033DBVR da Texas Instruments e o LT1761ES5-2.8 da Linear Technology.
- Carregador de Bateria
O carregador de bateria do Módulo de Gerenciamento de Energia selecionado foi o BQ24040DSQT da Texas Instruments.

3.3 ARQUITETURA DO SISTEMA

O sistema de monitoramento é composto de cinco módulos: Módulo de Gerenciamento de Energia (MGE), Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais (MAPS), Módulo de Controle (MCT), Módulo de Comunicação (MCom) e Módulo Sensorial (MSen). O MCom é responsável por toda a transferência de informações, comandos e sinais dentre os componentes no circuito e também para fora do circuito, via *bluetooth* - para um *smartphone*, *tablet* ou *notebook*, que possua comunicação *bluetooth*. Desta forma, todas as informações convergem ou passam por este módulo. O Módulo de Controle adquire sinais relevantes do MAPS, envia e recebe comandos do MCom e inicializa e configura sensores do MSen. O Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais adquire sinais dos sensores do MSen e os trata em nível de *hardware* e envia os sinais processados ao MCom. Os sensores do Módulo Sensorial são estimulados e enviam estes sinais ao MAPS. Por fim, o Módulo de Gerenciamento de Energia alimenta todos os módulos de acordo com a potência necessária e dá informações ao MCom sobre nível de bateria e situação de carregamento da bateria.

A comunicação intra-módulos é determinada pela escolha de cada componente, detalhada na seção 3.2. A Fig. 3.1 mostra a arquitetura do sistema com as respectivas comunicações escolhidas.

Figura 3.1: Comunicação do Sistema de Monitoramento entre módulos e externa (*bluetooth*). Fonte: O Autor.



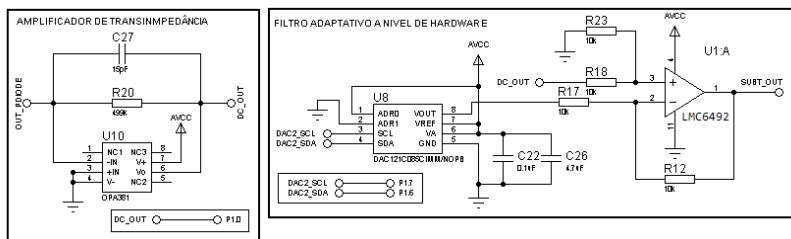
O Módulo de Controle se comunica via I2C com os Digital-Analog Converters (DACs) - tanto o DAC do próprio MCT (controle de luminosidade) quanto o DAC do MAPS, responsável pela filtragem adaptativa em nível de *hardware*; e via SPI ao *digipot* para o controle de ganho de estágio final do MAPS. A comunicação entre MSen e MAPS é realizada em nível analógico, pela transmissão dos sinais do fotodiodo ao amplificador de transimpedância; e via I2C ao MCT para configuração e envio de sinais do acelerômetro, diretamente ao microcontrolador. MAPS e MCT têm sua comunicação em nível analógico, onde o microcontrolador obtém o sinal de saída em *hardware* do MAPS. O MCom tem sua comunicação UART para o envio de comandos e dados do microcontrolador ao módulo *bluetooth* que, por sua vez, o transmitirá a um outro dispositivo (e.g., *smartphone*).

3.4 PROJETO DO CIRCUITO

Como mencionado acima o sistema de monitoramento proposto constitui-se de cinco módulos: MAPS, MGE, MCT, MSen e MCom. Cada módulo tem sua respectiva função na plataforma de aquisição, e estão descritos em 3.1. A seguir, apresenta-se o projeto do circuito de cada módulo.

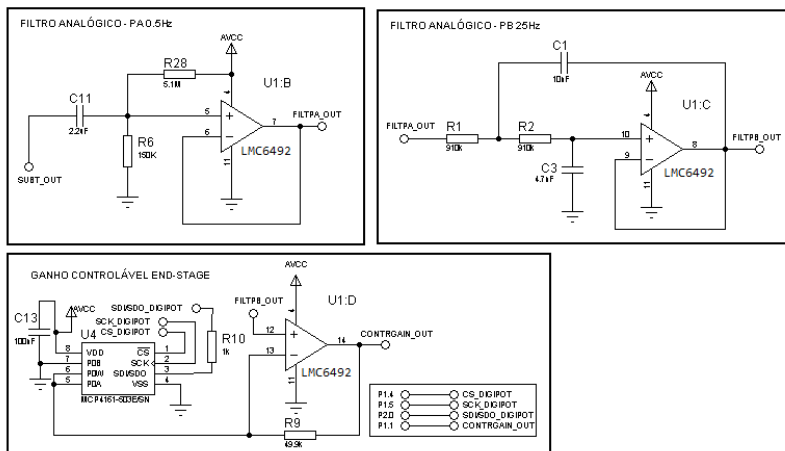
O MAPS realiza todo o processamento de sinais em nível de hardware e aquisição de sinais provindos do Módulo Sensorial. O sinal provindo do fotodiodo é amplificado e convertido de corrente

Figura 3.2: Circuito do Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais - Amplificador de transimpedância e subtrator. Fonte: O Autor.



em tensão pelo amplificador de transimpedância. Este sinal é enviado ao microcontrolador para o controle de luminosidade e também para um subtrator, que realizará a fase final da filtragem adaptativa, subtraindo do sinal corrompido o valor calculado do filtro adaptativo em nível de firmware. Mais detalhes sobre o filtro adaptativo em 4.1. O subtrator possui ganho unitário e realizará a subtração do sinal provindo do amplificador de transimpedância com o sinal do DAC, controlado pelo microcontrolador. O circuito apresenta-se na Fig. 3.2.

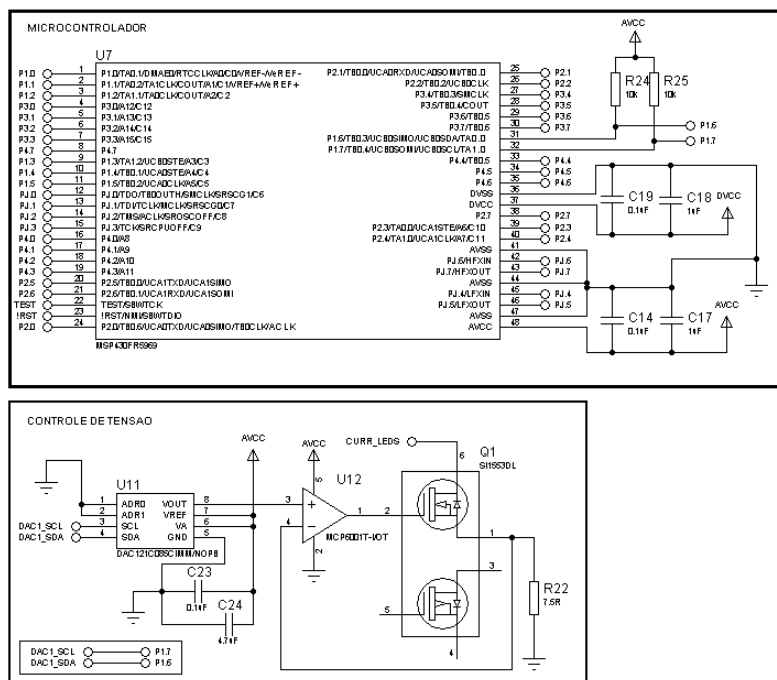
Figura 3.3: Circuito do Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais - Filtros analógicos e ganho *back-end*. Fonte: O Autor.



Em seguida, o sinal é enviado à segunda parte do MAPS, onde é realizada a filtragem analógica do sinal de fotopletismografia: primeiramente um filtro passa-altas de 1ª ordem passivo de frequência de corte de 0,5 Hz com um *level shifter*. Isto impossibilitará de a parte AC do sinal oscilar em 0 V, causando distorções no sinal, visto a escolha da alimentação unipolar. Após, o sinal é filtrado por um filtro analógico passa-baixas de 2ª de topologia *sallen-key*, na frequência de corte de 25 Hz. O sinal é então enviado ao MCT. Circuito encontra-se na Fig. 3.3.

O Módulo de Controle possui o microcontrolador MSP430FR5969 e a parte analógica do controle de luminosidade. Mais detalhes do controle em 4.2.1. O circuito apresenta-se na Fig. 3.4.

Figura 3.4: Circuito do Módulo de Controle - Microcontrolador e controle de luminosidade. Fonte: O Autor.



A Fig. 3.5 mostra o Módulo de Comunicação, composto do módulo de *bluetooth*, WT111-A, do conector entre o circuito do

MSen e os demais módulos, e o conector JTAG para programação do microcontrolador MSP430.

O Módulo Sensorial é composto pelo acelerômetro, fotodiodo e LEDs. Este circuito fica numa placa separada aos demais módulos, a fim de posicionar com maior conforto no pulso do indivíduo. Os LEDs são conectados à alimentação e ao dreno do transistor do MCT, possibilitando ao controlador o controle de luminosidade. A Fig. 3.6 mostra o circuito deste módulo.

Figura 3.5: Circuito do Módulo de Comunicação - bluetooth e conectores. Fonte: O Autor.

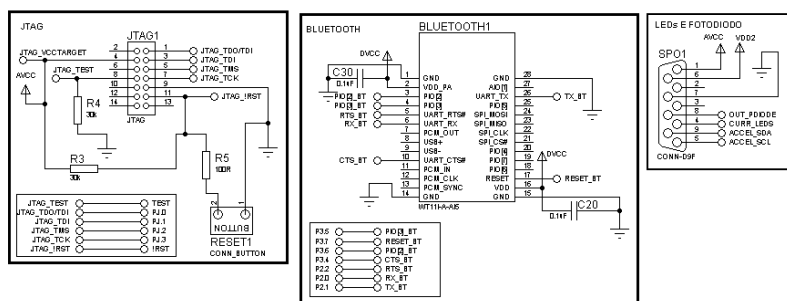
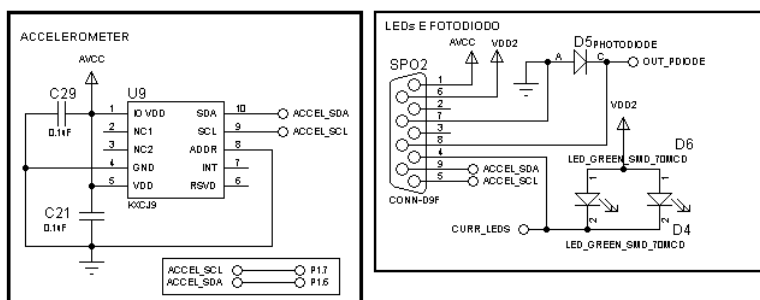


Figura 3.6: Circuito do Módulo Sensorial - LEDs, fotodiodo e acelerômetro. Fonte: O Autor.



A Fig. 3.7 mostra o Módulo de Gerenciamento de Energia, que possui os reguladores das tensões 2,8 V e 3,3 V, botão liga/desliga, LED indicador, carregador de bateria, *fuel gauge* para

The image displays seven distinct electronic circuit diagrams, each labeled with a title in Portuguese:

- BATTERY:** A simple circuit showing a battery (BAT1) connected to a common terminal (CONN-H2) and a battery status indicator (BAT5) through a resistor (R27) and a diode (D21).
- BATTERY CHARGER:** A more complex circuit featuring a 25V 1W resistor (R25), a 15V 1W resistor (R15), a 16V 1W resistor (R16), a 1N4001 diode (D1), a 1N4001 diode (D2), a 1N4001 diode (D3), a 1N4001 diode (D4), a 1N4001 diode (D5), a 1N4001 diode (D6), a 1N4001 diode (D7), a 1N4001 diode (D8), a 1N4001 diode (D9), a 1N4001 diode (D10), a 1N4001 diode (D11), a 1N4001 diode (D12), a 1N4001 diode (D13), a 1N4001 diode (D14), a 1N4001 diode (D15), a 1N4001 diode (D16), a 1N4001 diode (D17), a 1N4001 diode (D18), a 1N4001 diode (D19), a 1N4001 diode (D20), a 1N4001 diode (D21), a 1N4001 diode (D22), a 1N4001 diode (D23), a 1N4001 diode (D24), a 1N4001 diode (D25), a 1N4001 diode (D26), a 1N4001 diode (D27), a 1N4001 diode (D28), a 1N4001 diode (D29), a 1N4001 diode (D30), a 1N4001 diode (D31), a 1N4001 diode (D32), a 1N4001 diode (D33), a 1N4001 diode (D34), a 1N4001 diode (D35), a 1N4001 diode (D36), a 1N4001 diode (D37), a 1N4001 diode (D38), a 1N4001 diode (D39), a 1N4001 diode (D40), a 1N4001 diode (D41), a 1N4001 diode (D42), a 1N4001 diode (D43), a 1N4001 diode (D44), a 1N4001 diode (D45), a 1N4001 diode (D46), a 1N4001 diode (D47), a 1N4001 diode (D48), a 1N4001 diode (D49), a 1N4001 diode (D50), a 1N4001 diode (D51), a 1N4001 diode (D52), a 1N4001 diode (D53), a 1N4001 diode (D54), a 1N4001 diode (D55), a 1N4001 diode (D56), a 1N4001 diode (D57), a 1N4001 diode (D58), a 1N4001 diode (D59), a 1N4001 diode (D60), a 1N4001 diode (D61), a 1N4001 diode (D62), a 1N4001 diode (D63), a 1N4001 diode (D64), a 1N4001 diode (D65), a 1N4001 diode (D66), a 1N4001 diode (D67), a 1N4001 diode (D68), a 1N4001 diode (D69), a 1N4001 diode (D70), a 1N4001 diode (D71), a 1N4001 diode (D72), a 1N4001 diode (D73), a 1N4001 diode (D74), a 1N4001 diode (D75), a 1N4001 diode (D76), a 1N4001 diode (D77), a 1N4001 diode (D78), a 1N4001 diode (D79), a 1N4001 diode (D80), a 1N4001 diode (D81), a 1N4001 diode (D82), a 1N4001 diode (D83), a 1N4001 diode (D84), a 1N4001 diode (D85), a 1N4001 diode (D86), a 1N4001 diode (D87), a 1N4001 diode (D88), a 1N4001 diode (D89), a 1N4001 diode (D90), a 1N4001 diode (D91), a 1N4001 diode (D92), a 1N4001 diode (D93), a 1N4001 diode (D94), a 1N4001 diode (D95), a 1N4001 diode (D96), a 1N4001 diode (D97), a 1N4001 diode (D98), a 1N4001 diode (D99), a 1N4001 diode (D100), a 1N4001 diode (D101), a 1N4001 diode (D102), a 1N4001 diode (D103), a 1N4001 diode (D104), a 1N4001 diode (D105), a 1N4001 diode (D106), a 1N4001 diode (D107), a 1N4001 diode (D108), a 1N4001 diode (D109), a 1N4001 diode (D110), a 1N4001 diode (D111), a 1N4001 diode (D112), a 1N4001 diode (D113), a 1N4001 diode (D114), a 1N4001 diode (D115), a 1N4001 diode (D116), a 1N4001 diode (D117), a 1N4001 diode (D118), a 1N4001 diode (D119), a 1N4001 diode (D120), a 1N4001 diode (D121), a 1N4001 diode (D122), a 1N4001 diode (D123), a 1N4001 diode (D124), a 1N4001 diode (D125), a 1N4001 diode (D126), a 1N4001 diode (D127), a 1N4001 diode (D128), a 1N4001 diode (D129), a 1N4001 diode (D130), a 1N4001 diode (D131), a 1N4001 diode (D132), a 1N4001 diode (D133), a 1N4001 diode (D134), a 1N4001 diode (D135), a 1N4001 diode (D136), a 1N4001 diode (D137), a 1N4001 diode (D138), a 1N4001 diode (D139), a 1N4001 diode (D140), a 1N4001 diode (D141), a 1N4001 diode (D142), a 1N4001 diode (D143), a 1N4001 diode (D144), a 1N4001 diode (D145), a 1N4001 diode (D146), a 1N4001 diode (D147), a 1N4001 diode (D148), a 1N4001 diode (D149), a 1N4001 diode (D150), a 1N4001 diode (D151), a 1N4001 diode (D152), a 1N4001 diode (D153), a 1N4001 diode (D154), a 1N4001 diode (D155), a 1N4001 diode (D156), a 1N4001 diode (D157), a 1N4001 diode (D158), a 1N4001 diode (D159), a 1N4001 diode (D160), a 1N4001 diode (D161), a 1N4001 diode (D162), a 1N4001 diode (D163), a 1N4001 diode (D164), a 1N4001 diode (D165), a 1N4001 diode (D166), a 1N4001 diode (D167), a 1N4001 diode (D168), a 1N4001 diode (D169), a 1N4001 diode (D170), a 1N4001 diode (D171), a 1N4001 diode (D172), a 1N4001 diode (D173), a 1N4001 diode (D174), a 1N4001 diode (D175), a 1N4001 diode (D176), a 1N4001 diode (D177), a 1N4001 diode (D178), a 1N4001 diode (D179), a 1N4001 diode (D180), a 1N4001 diode (D181), a 1N4001 diode (D182), a 1N4001 diode (D183), a 1N4001 diode (D184), a 1N4001 diode (D185), a 1N4001 diode (D186), a 1N4001 diode (D187), a 1N4001 diode (D188), a 1N4001 diode (D189), a 1N4001 diode (D190), a 1N4001 diode (D191), a 1N4001 diode (D192), a 1N4001 diode (D193), a 1N4001 diode (D194), a 1N4001 diode (D195), a 1N4001 diode (D196), a 1N4001 diode (D197), a 1N4001 diode (D198), a 1N4001 diode (D199), a 1N4001 diode (D200), a 1N4001 diode (D201), a 1N4001 diode (D202), a 1N4001 diode (D203), a 1N4001 diode (D204), a 1N4001 diode (D205), a 1N4001 diode (D206), a 1N4001 diode (D207), a 1N4001 diode (D208), a 1N4001 diode (D209), a 1N4001 diode (D210), a 1N4001 diode (D211), a 1N4001 diode (D212), a 1N4001 diode (D213), a 1N4001 diode (D214), a 1N4001 diode (D215), a 1N4001 diode (D216), a 1N4001 diode (D217), a 1N4001 diode (D218), a 1N4001 diode (D219), a 1N4001 diode (D220), a 1N4001 diode (D221), a 1N4001 diode (D222), a 1N4001 diode (D223), a 1N4001 diode (D224), a 1N4001 diode (D225), a 1N4001 diode (D226), a 1N4001 diode (D227), a 1N4001 diode (D228), a 1N4001 diode (D229), a 1N4001 diode (D230), a 1N4001 diode (D231), a 1N4001 diode (D232), a 1N4001 diode (D233), a 1N4001 diode (D234), a 1N4001 diode (D235), a 1N4001 diode (D236), a 1N4001 diode (D237), a 1N4001 diode (D238), a 1N4001 diode (D239), a 1N4001 diode (D240), a 1N4001 diode (D241), a 1N4001 diode (D242), a 1N4001 diode (D243), a 1N4001 diode (D244), a 1N4001 diode (D245), a 1N4001 diode (D246), a 1N4001 diode (D247), a 1N4001 diode (D248), a 1N4001 diode (D249), a 1N400

medição do nível da bateria, conector da bateria e entrada micro USB, para carregamento.

4 PROCESSAMENTO DE SINAIS E CONTROLE

4.1 FILTRO ADAPTATIVO PARA REDUÇÃO DE ARTEFATOS DE MOVIMENTO

Artefatos de movimento estão muito presentes e são inerentes a um equipamento de fotopletismografia. A dificuldade da obtenção de um sinal de PPG de qualidade se deve ao fato do espectro de frequência dos artefatos de movimento estar sobreposto ao espectro de frequências do PPG. O movimento de andar produz artefatos de movimento em 2 Hz. Correr contamina o sinal com artefatos de 3 Hz. Gesticulações durante o dia-a-dia, compreendem a faixa de frequências de 0 Hz a 4 Hz [4]. O filtro adaptativo é capaz de reduzir os artefatos de movimento, através de uma filtragem ativa.

O processamento de sinais é realizado em sua maior parte por filtros analógicos, localizados no módulo MAPS. Desta forma, o processamento exigido do microcontrolador é reduzido, recebendo já em seu Analog-Digital Converter (ADC) o sinal de fotopletismografia filtrado. No entanto, o filtro adaptativo para redução de artefatos de movimento é constituído de uma parte analógica e uma parte digital. A parte digital, em *firmware*, é responsável pelo cálculo do filtro a partir das entradas do sinal corrompido e do acelerômetro. Então, o microcontrolador ajusta o hardware para que a filtragem seja efetuada.

O acelerômetro tem papel fundamental no filtro adaptativo, visto que os artefatos de movimento que contaminam o sinal de fotopletismografia e o sinal provindo do acelerômetro têm a mesma fonte: movimento corporal. O método utilizado neste trabalho para a filtragem adaptativa é o LMS (*Least Mean Square*) [4] [5]. A Fig. 4.1 mostra o diagrama de blocos do sistema do filtro adaptativo.

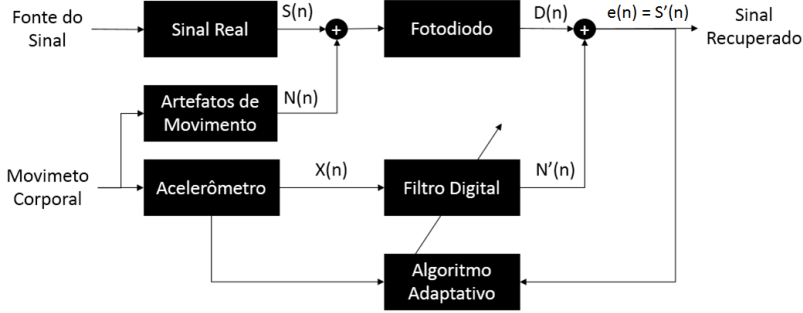
O sinal desejado é o sinal $S(n)$, sinal de fotopletismografia. No entanto, este sinal só é possível ser medido em $D(n)$, já contaminado por artefatos de movimento, representado por $N(n)$.

$$D(n) = S(n) + N(n) \quad (4.1)$$

O sinal do acelerômetro contém as informações de movimento que contaminam o sinal de fotopletismografia, se posicionado próximo ao fotodiodo no circuito. O problema consiste em minimizar a função de custo ($\xi(n)$), ajustando valores de coeficientes do filtro digital, de modo com que o sinal seja recuperado. Os coeficientes são atualizados em cada iteração, a partir de um passo pré-determinado μ e em função do erro calculado. A equação 4.2 é

a atualização dos coeficientes (w) do filtro digital.

Figura 4.1: Diagrama de Blocos do Filtro Adaptativo. Fonte: O Autor.



$$w(n+1) = w(n) - \mu \nabla \xi(n) \quad (4.2)$$

A função de custo é representada por:

$$\xi(n) = e^2(n) \quad (4.3)$$

Onde:

$$\begin{aligned} e(n) &= D(n) - N'(n) \\ &= D(n) - X w \end{aligned} \quad (4.4)$$

E X representa o vetor dos últimos k valores de saída do acelerômetro, sendo k o tamanho do vetor w , vetor de coeficientes do filtro digital. Assim, o gradiente descendente da função de custo pode ser utilizado para resolver o problema de minimização, encontrando a solução para a equação.

$$\begin{aligned} \nabla \xi(n) &= \nabla e^2(n) \\ &= \frac{\partial e^2(n)}{\partial w} \\ &= 2e(n) \frac{\partial e(n)}{\partial w} \\ &= 2e(n) \frac{\partial (D(n) - X w)}{\partial w} \\ &= -2e(n) X \end{aligned} \quad (4.5)$$

Por fim, a equação de atualização dos coeficientes do filtro digital se torna:

$$w(n+1) = w(n) + \mu \frac{1}{2} e(n) X(n) \quad (4.6)$$

O algoritmo adaptativo e o filtro digital são realizados em *firmware* através do microcontrolador. A subtração do sinal é realizada em *hardware*. A Fig. 3.2 mostra o circuito do filtro adaptativo: o microcontrolador adquire os sinais do acelerômetro e o sinal de saída do amplificador de transimpedância, $X(n)$ e $D(n)$, respectivamente. Os cálculos e filtragem são realizados digitalmente, e o sinal de saída, $N'(n)$ é inserido no conversor DAC, que o subtrai de $D(n)$ através do amplificador subtrator. Desta forma a filtragem é realizada ativamente e em tempo real.

4.2 CONTROLE

4.2.1 Controle de Luminosidade nos LEDs

Devido às diferenças fisiológicas entre as pessoas, fatores como cor da pele, espessura da camada de gordura e rigidez da artéria radial têm grande influência na morfologia e na amplitude da onda fotopletismografica. A Lei de Beer-Lambert, equação 4.7 relaciona a intensidade da luz emitida pela luz incidida, em função da absorção da luz no meio, da concentração da solução e do caminho que a luz percorre [2].

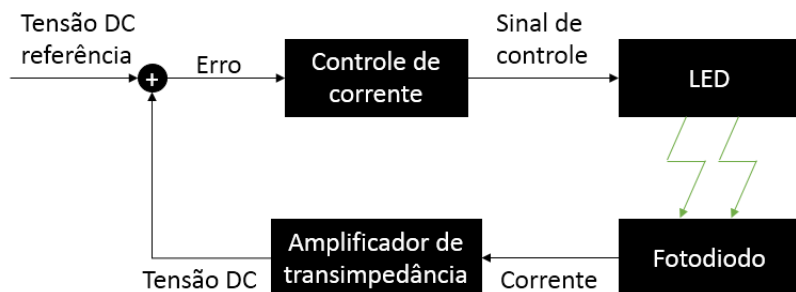
$$I = I_0 e^{(-c \cdot e \cdot x)} \quad (4.7)$$

Onde I é a intensidade da luz transmitida pelo meio, I_0 é a intensidade da luz incidida, c representa a concentração do material, e é o coeficiente de extinção da luz monocromática de comprimento de onda λ e x é o caminho percorrido pela luz no meio. A luz transmitida pelo meio é dependente da intensidade de luz incidida I_0 e da absorção pelo meio, o que inclui a luz refletida. Com a maior luminosidade emitida pelo fotoemissor (LED), maior será a quantidade de luz transmitida pelo meio e também maior será a quantidade de luz refletida; esta última de interesse para a fotopletismografia reflexiva.

O sinal de um PPG obtido constitui-se de um sinal DC e um AC. A responsável pelo componente DC é o sangue venoso e não pulsátil e a absorção da luz pela pele e ossos. Já a componente AC provém do sangue arterial pulsátil. A tensão é máxima para uma

quantidade mínima de sangue. No momento que o sangue é bombeado, a tensão decai devido a maior quantidade de sangue circulando e absorvendo a luz emitida pelo LED. Mantendo um sinal de referência DC, pode-se projetar um controle que atue na intensidade luminosa do LED de forma a atingir a referência de tensão lida pelo fotodiodo. Para peles com maior absorção de luz (peles grossas e/ou escuras), uma maior corrente percorrerá o LED de forma a elevar a tensão DC. Em peles finas e/ou claras, a intensidade do LED será diminuída até que se atinja a referência DC. No entanto, o controlador não deve permanecer ativo. Isto acarretaria na rejeição da onda fotopletiomográfica lida pelo fotodiodo. A solução para este problema é a utilização do controlador apenas como calibração inicial. A Fig. 4.2 mostra o diagrama de blocos do controle por realimentação.

Figura 4.2: Diagrama de Blocos do Controle por Realimentação.
Fonte: O Autor.

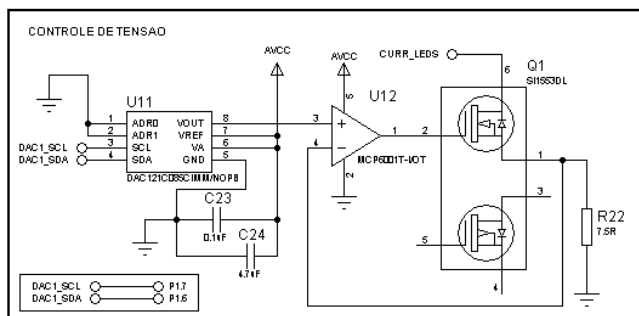


Neste controle, o microcontrolador irá comunicar ao DAC uma determinada tensão que será inserida na porta do transistor. Este, uma vez atuando na região de saturação, funcionará como uma fonte de corrente que fluirá pelo resistor R22 através do dreno-fonte, e pelos LEDs, conectados ao dreno e à VDD (Fig. 4.3).

Esta corrente pode ser calculada indiretamente através da tensão aplicada no transistor e pelo valor conhecido de R22. Uma vez atingida a tensão de referência, o controlador é pausado. Será acionado novamente apenas quando um comando de nova calibração é recebido pelo microcontrolador. Esta paralisação do controlador é necessária para que as pulsações do sangue arterial não sejam rejeitadas. O controlador ativo considera qualquer distúrbio na referência atingida como uma perturbação, e atua para

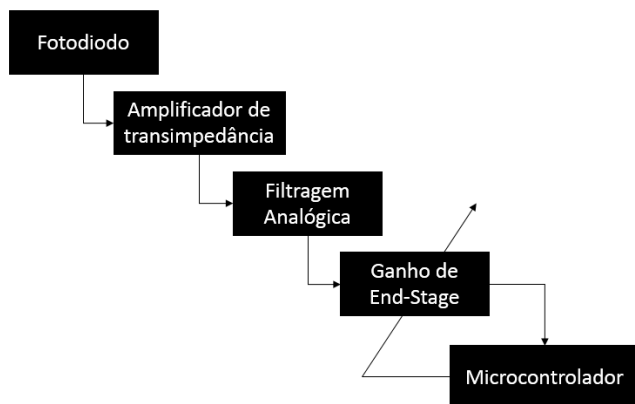
a sua rejeição. Paralisando o controlador, a referência se mantém e a onda de PPG é obtida.

Figura 4.3: Controle de Luminosidade com resistor conhecido, R22.
Fonte: O Autor.



4.2.2 Ajuste de Ganho

Figura 4.4: Diagrama de Blocos do Ajuste de Ganho de Estágio Final.
Fonte: O Autor.



O sistema de controle também engloba o ajuste de ganho de estágio final do módulo MAPS (ganho controlável *end-stage*). Após o controlador atingir a referência e ser pausado, o microcontrolador avalia a tensão do sinal de fotopletismografia após as devidas filtrações analógicas e ajusta o ganho do amplificador para que sua porta

ADC receba um sinal de maior amplitude possível, utilizando-se assim da maior resolução possível de 12-bits do ADC. Isto é realizado ao ajustar a resistência do potenciômetro digital do estágio final do Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais. Uma vez com o ganho ajustado, a plataforma está pronta para realizar os demais cálculos.

5 MÉTODO PARA CÁLCULO DE PRESSÃO SANGUÍNEA

5.1 PRESSÃO SANGUÍNEA COM CALIBRAÇÃO

O algoritmo utilizado neste trabalho para o cálculo de pressão sanguínea não invasiva, baseado em fotoplethysmografia, é o método de Jones & Wang [2]. Salienta-se na descrição do método, o uso de um fotoemissor vermelho ou infravermelho, usando o equipamento de PPG na configuração transmissiva. Este trabalho utilizará de dois LEDs verdes, segundo fatores expostos na seção 2.2.1 e na configuração reflexiva.

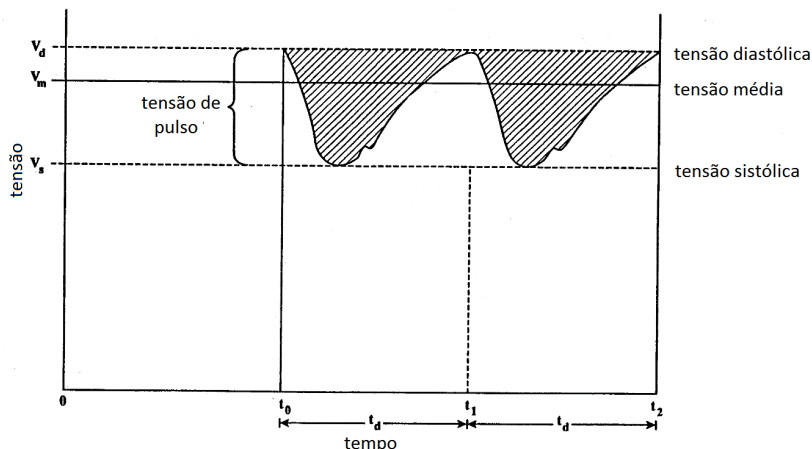
Para o cálculo de pressão sanguínea não invasiva baseado em fotoplethysmografia, o estudo se baseia na Lei de Beer-Lambert, a qual relaciona a absorção de uma luz monocromática pela concentração do material na solução, como uma função do caminho percorrido pela luz. Através desta lei uma analogia é feita para que o resultado da equação se dê em termos de tensão e o caminho da luz irradiada é separado em dois termos: quantidade absorvida por tecidos e quantidade absorvida pelo sangue arterial (pulsátil). Mais detalhes sobre a derivação matemática da equação podem ser estudados na invenção de Jones & Wang [2]. A derivação matemática não será foco de estudo neste trabalho.

O método necessita de uma entrada inicial de pressão sistólica ($P_{s_{calib}}$) e pressão diastólica ($P_{d_{calib}}$), para a calibração do algoritmo. Estes valores de pressão são obtidos por um aparelho auxiliar, como um esfigmomanômetro digital. A correta calibração do algoritmo depende da aquisição do sinal de fotoplethysmografia no momento do cálculo das pressões sistólica e diastólica do indivíduo pelo equipamento auxiliar de pressão sanguínea. A Fig. 5.1, extraída de [2], mostra os parâmetros necessários obtidos da onda de fotoplethysmografia, para a calibração do algoritmo.

A tensão diastólica (V_d) e a tensão sistólica (V_s) são obtidas diretamente do sinal, assim como o tempo de ciclo cardíaco (td). A tensão média (V_m), é calculada em seguida. Primeiramente, calcula-se a área da onda fotoplethysmografica adquirida ($f(t)$) no momento da obtenção das pressões pelo equipamento auxiliar de pressão. A área está representada pela parte hachurada da Fig. 5.1 e é calculada com a equação 5.1. Em seguida, calcula-se a tensão média V_m , utilizando-se dos dados já calculados, pela equação 5.2.

$$ARC = V_d(t_1 - t_0) - \int_{t_0}^{t_1} f(t)dt \quad (5.1)$$

Figura 5.1: Tensões e tempo cardíaco. Fonte: Adaptado de [2].



$$Vm = Vd - \frac{ARC}{td} \quad (5.2)$$

A seguir, calibra-se os parâmetros $K1$ e $K2$. Estes parâmetros são individuais e não necessitam recalibração futura, desde que o equipamento de fotopletismografia utilizado seja o mesmo e posicionado na mesma parte do corpo. Ao mudar de posição o fotosensor ou utilizar o equipamento em outro indivíduo, os parâmetros devem ser recalibrados.

Através da equação 5.3 (obtida de [2]), o parâmetro $K1$ pode ser calculado numericamente ou algebricamente.

$$\frac{\ln(\frac{Vd}{Vm})}{\ln(\frac{Vd}{Vs})} = \frac{\exp(-K1 Pd_{calib}) - \exp(-K1 Pm_{calib})}{\exp(-K1 Pd_{calib}) - \exp(-K1 Ps_{calib})} \quad (5.3)$$

Onde a pressão média Pm , é calculada pela equação 5.4.

$$Pm_{calib} = Pd_{calib} + \frac{(Ps_{calib} - Pd_{calib})}{3} \quad (5.4)$$

Por fim, calibra-se $K2$ pela equação 5.5 (obtida de [2]).

$$\frac{\ln(\frac{Vd}{Vs})}{\ln(K2)} = \exp(-K1 Pd_{calib}) - \exp(-K1 Ps_{calib}) \quad (5.5)$$

Neste momento registra-se os parâmetros calibrados para o indivíduo. Assim, é possível iniciar o cálculo de pressão com base em fotopletismografia, seguindo o algoritmo a seguir.

1. Adquirir onda fotopletismográfica;
2. Determinar tensões V_s e V_d e ciclo cardíaco td com o algoritmo desejado;
3. Calcular ARC através de 5.1;
4. Calcular V_m através de 5.2;
5. Calcular a pressão de pulso (P_p) utilizando-se de 5.6;
6. Obter a pressão diastólica (P_d) por 5.7;
7. Obter a pressão sistólica (P_s) por 5.8;
8. Reiniciar a medição, retornando ao item 1.

$$\frac{\ln(\frac{V_d}{V_m})}{\ln(\frac{V_d}{V_s})} = \frac{1 - \exp(-K1 \frac{P_p}{3})}{1 - \exp(-K1 P_p)} \quad (5.6)$$

$$\frac{\ln(\frac{V_d}{V_s})}{\ln(K2)} = [\exp(-K1 P_d)][1 - \exp(-K1 P_p)] \quad (5.7)$$

$$P_s = P_d + P_p \quad (5.8)$$

5.2 PRESSÃO SANGUÍNEA SEM CALIBRAÇÃO

Este trabalho apresentará estudos sobre o cálculo de pressão sanguínea de modo não invasivo e sem calibração por um aparelho auxiliar de pressão. O algoritmo será baseado no algoritmo de cálculo de pressão com calibração: os parâmetros de calibração $K1$ e $K2$ são obtidos para todos os indivíduos. Em seguida, um algoritmo de regressão é desenvolvido e utilizado para correlacionar os parâmetros de calibração $K1$ e $K2$ com as características da onda do PPG.

Ao analisarmos as equações de calibração, nota-se a dependência dos parâmetros de calibração nas características de onda do PPG. Pela equação 5.3, percebe-se a dependência de $K1$ nas pressões sistólica, diastólica e média, e também nas características

do PPG Vd , Vs e Vm . A equação 5.5 também apresenta a dependência de $K2$ nas pressões sistólica e diastólica, como nas características do PPG Vd e Vs . Isto mostra que uma certa porcentagem do valor de cada um dos parâmetros de calibração é obtida diretamente das tensões características do PPG. O algoritmo de regressão será desenvolvido para encontrar a equação que apresente um coeficiente de correlação maior possível entre os parâmetros de calibração e as características de onda do PPG de cada indivíduo.

5.3 VALIDAÇÃO DO MÉTODO

Para a validação dos algoritmos, utilizou-se do banco de dados *Physiobank*, pertencente ao *Physionet* [34]. Esta plataforma é mantida por diversos profissionais dos Estados Unidos e do Canadá. Nesta plataforma é possível encontrar sinais fisiológicos de diversos laboratórios e hospitais ao redor do mundo, muitos deles com anotações clínicas. São sinais de ECG, PPG, respiração, pressão sanguínea invasiva, dentre diversos outros parâmetros. A utilização destes sinais é livre, desde que referenciada, e não necessita de aprovação por comitê de ética pois são dados públicos, obtidos de fontes secundárias acessíveis e não de prontuários.

Para teste desta plataforma, foram obtidos 30 segundos de sinal de fotopletismografia de modo transmissivo e pressão arterial invasiva de 34 diferentes arquivos (34 indivíduos diferentes). O banco de dados selecionado foi o "*MIMIC II Waveform Database, version 3 part 0*", selecionando as seguintes gravações: 3000860, 3001912, 3002094, 3002151, 3002546, 3002762, 3002921, 3003650, 3004751, 3007577, 3007696, 3008006, 3009617, 3010066, 3010799, 3013262, 3013448, 3013604, 3014589, 3014995, 3015501, 3016428, 3017901, 3018897, 3019302, 3019644, 3019875, 3020162, 3021418, 3021670, 3021685, 3022565, 3022777 e 3023009. De cada gravação, o sinal de fotopletismografia, identificado por *PLETH* e o sinal de pressão arterial invasiva, identificado por *ABP*, foram salvos e utilizados em MATLAB. O sinal de pressão arterial invasiva foi utilizado como referência (*gold standard*) para a comparação com o método proposto.

6 RESULTADOS

6.1 CÁLCULO DE PRESSÃO SANGUÍNEA ATRAVÉS DE PPG

O algoritmo de cálculo de pressão sanguínea baseado em fotopletismografia apresentado em 5.1 foi implementado em MATLAB. Algumas modificações e otimizações foram realizadas no algoritmo, em prol da robustez e velocidade dos cálculos.

6.1.1 Melhoramentos do Algoritmo

6.1.1.1 Equações de Calibração

As equações para cálculo dos parâmetros $K1$ e $K2$, assim como para o cálculo das pressões sistólicas e de pulso são solucionadas de forma algébrica, segundo Jones & Wang [2]. O MATLAB possui funções rápidas para a solução destas equações. No entanto, o objetivo final deste algoritmo é a implementação em um microcontrolador, de modo a funcionar em tempo real para aplicações em saúde ubíqua. Soluções algébricas são mais complexas e tomam mais tempo para encontrar a solução.

A equação 5.6 pode ser resolvida para $K1$, obtendo a nova equação de calibração deste parâmetro. A equação final foi dividida em 6 partes para melhor visualização. Dados: $pt1 = \log(\frac{V_d}{V_m})$, $pt2 = \log(\frac{V_d}{V_s})$, $pt3 = 4 pt1 pt2$, $pt4 = 3 pt1^2$ e $pt5 = \sqrt{pt3 - pt4}$, o parâmetro $K1$ pode ser calculado como:

$$K1 = \frac{3\log(-\frac{pt1+pt5}{2(pt1-pt2)})}{Pp} \quad (6.1)$$

O mesmo pode ser feito para o parâmetro de calibração $K2$, através da resolução da equação 5.5 para $K2$. Dados: $pt7 = \frac{V_d}{V_s}$, $pt8 = e^{-(P_d K1)}$, $pt9 = e^{-(P_s K1)}$ e $pt10 = \frac{1}{pt8-pt9}$, $K2$ é calculado como:

$$K2 = pt7^{pt10} \quad (6.2)$$

As equações 5.6 e 5.7 podem ser resolvidas para Pp e Pd , respectivamente, facilitando o cálculo realizado no microcontrolador.

6.1.1.2 Cálculo da Área da Curva

Outro ponto crítico no algoritmo apresentado é o cálculo da área da onda fotopletismográfica, ARC . O PPG é altamente sus-

cetível a artefatos de movimento que, consequentemente, interferem no cálculo correto deste parâmetro.

A solução para este problema foi sintetizar um ciclo cardíaco da onda de fotopletismografia a partir de parâmetros obtidos da onda original. Cho *etal* [35] demonstra uma técnica de reconstrução do sinal de fotopletismografia através da distribuição no domínio da frequência. O estudo demonstra que a reconstrução do sinal a partir de sua frequência fundamental e de suas 2ª e 3ª harmônicas reproduzem o sinal com fidelidade e sem distorções, desde que artefatos de movimento não sobreponham as harmônicas.

Esta técnica pode ser utilizada para a reconstrução do sinal de fotopletismografia a cada batimento, tornando o algoritmo mais robusto. A frequência fundamental da onda fotopletismográfica corresponde a frequência cardíaca, e a frequência cardíaca instantânea é obtida através do tempo entre um batimento e o próximo, como já exposto na seção 2.2.3. Deste modo, a frequência cardíaca instantânea corresponde a frequência fundamental instantânea. Suas 2ª e 3ª harmônicas são obtidas e a onda sintética de PPG é produzida, sem ruídos ou distorções, mantendo as características originais de tensão sistólica (V_s), tensão diastólica (V_d) e tempo de ciclo cardíaco, representado por td . Salienta-se que artefatos de movimento na banda de frequências do PPG se sobrepõem ao sinal e alteram as características da onda, produzindo, em consequência, uma onda sintética também errônea. A equação 6.3 pode ser utilizada para produzir um sinal de PPG sintético, sendo f_{PPG} a frequência fundamental.

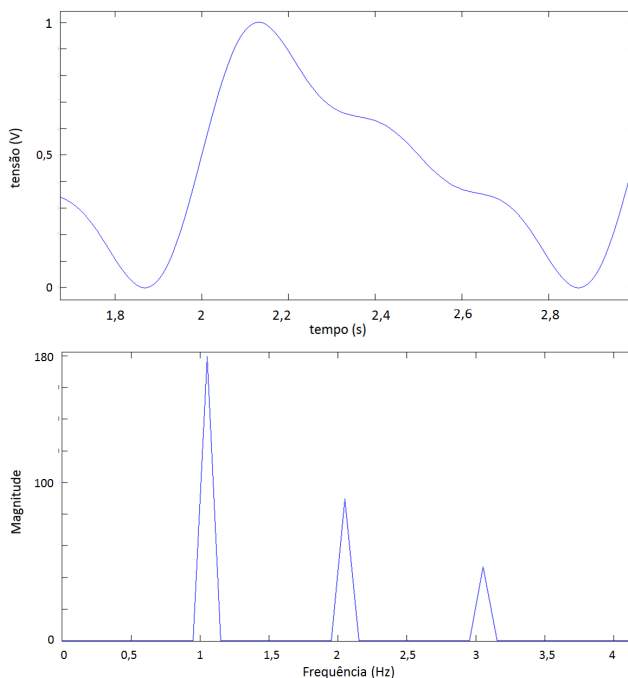
$$PPG_{sint}(t) = 0,5 + \frac{V_d - V_s}{12,82} [4,6sen(f_{PPG} 2 \pi t) + 2,3sen(f_{PPG} 4 \pi t) + 1,2sen(f_{PPG} 6 \pi t)] \quad (6.3)$$

A Fig. 6.1 mostra a onda de PPG sintética gerada em cima, e o espectro de frequências do sinal embaixo.

6.1.2 Detecção de Picos

O algoritmo utilizado para detecção de picos no PPG é baseado em [35]. Cho analisa as relações entre a morfologia da onda de fotopletismografia com sua primeira e segunda derivadas. O pico do sinal pode ser facilmente obtido ao analisarmos ambas derivadas:

Figura 6.1: Onda de PPG sintética (em cima) e espectro de frequências do sinal sintético (embaixo). Fonte: O Autor.

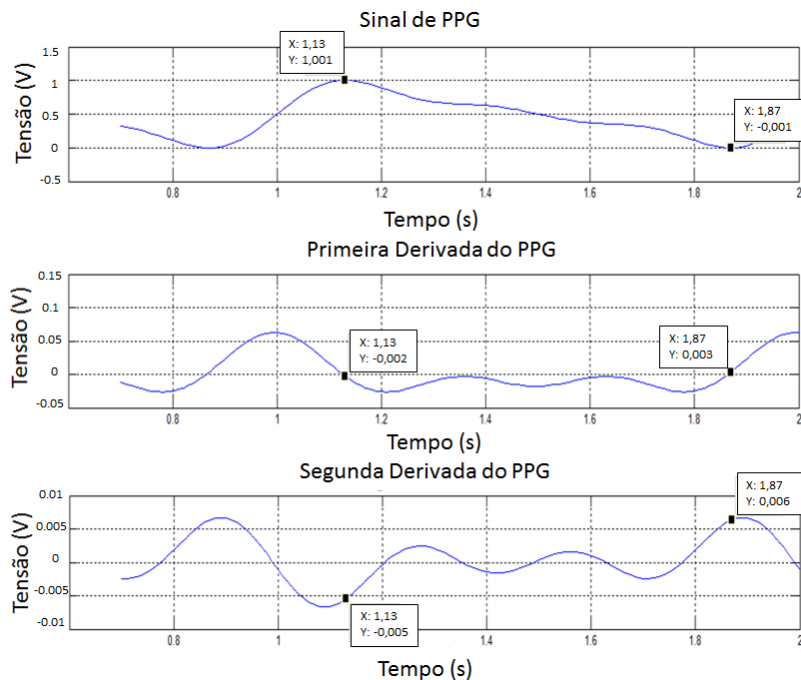


no momento em que a primeira derivada cruza o zero e se torna negativa, a segunda derivada está negativa. A mesma técnica é utilizada para a detecção de vales, quando a primeira derivada, crescente, cruza o zero e torna-se positiva, a segunda derivada encontra-se positiva. Estes pontos são o pico e o vale do sinal, respectivamente. A Fig. 6.2 ilustra esta situação para melhor visualização.

6.1.3 Resultados do Algoritmo

O algoritmo apresentado em 5.1, com os melhoramentos apontados nas seções anteriores, foi implementado em MATLAB. Os 34 arquivos correspondentes a 34 indivíduos, obtidos na plataforma Physionet [34] foram obtidos com os sinais de pressão sanguínea invasiva (ABP) e do sinal de fotopletismografia (PLETH). A pressão sanguínea invasiva foi o método de referência para este trabalho (*gold standard*). De cada uma das 34 gravações obtidas, 30 segun-

Figura 6.2: Onda de PPG, sua primeira e segunda derivadas. Fonte: O Autor.



dos de sinal contínuo foram utilizados, totalizando 1095 pontos de cálculo de pressão. Um ponto de cálculo de pressão é obtido ao serem detectados os parâmetros V_d , V_s , e t_d , necessários para o algoritmo.

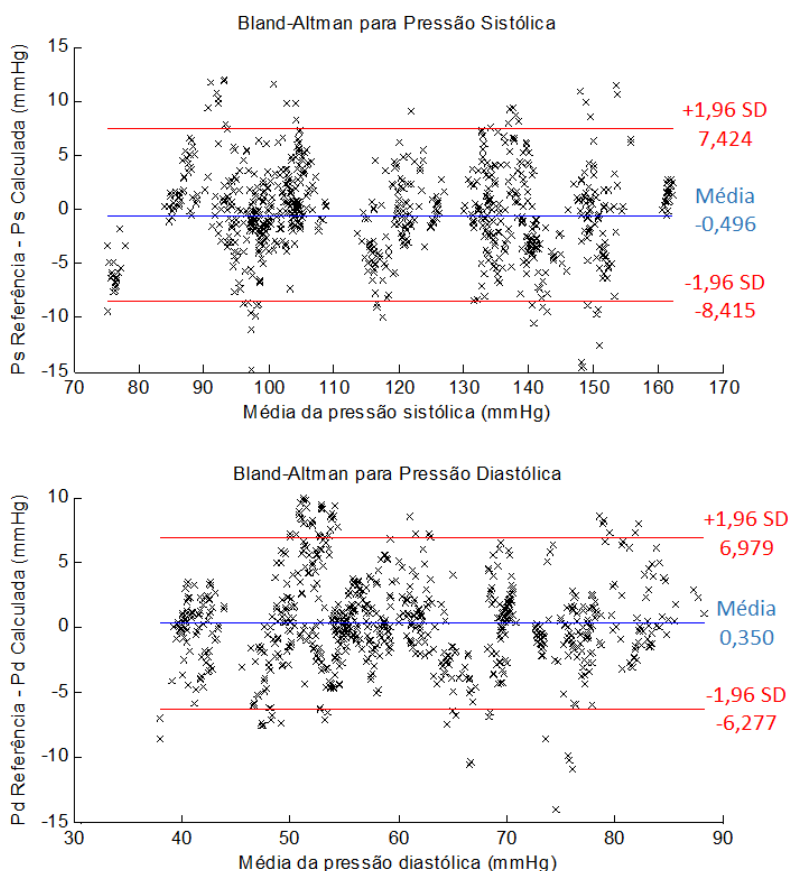
A calibração inicial de cada indivíduo foi realizada com o primeiro valor de pressão sistólica e diastólica dos 30 segundos utilizados. Após a calibração inicial, o algoritmo começa o cálculo de pressão sanguínea através da fotopletismografia.

O sinal de fotopletismografia foi filtrado por um filtro passa-bandas de 2ª ordem com a banda passante de 0,5 Hz - 3 Hz, para eliminação de quaisquer artefatos e/ou ruídos existentes. Após os cálculos de pressões de todos os indivíduos, os valores foram comparados com os de referência de pressão sanguínea invasiva.

O gráfico de Bland-Altman [36] foi construído, indicando os limites de concordância entre este método proposto e o método

de referência (Fig. 6.3). Para a pressão sistólica, há um erro sistemático de -0,496 mmHg com limites de concordância de [7,424 -8,415] mmHG [+1,96SD -1,96SD]. O cálculo da pressão diastólica apresentou um erro sistemático de 0,350 mmHG e limites de concordância de [6,979 -6,277] mmHG [+1,96SD -1,96SD].

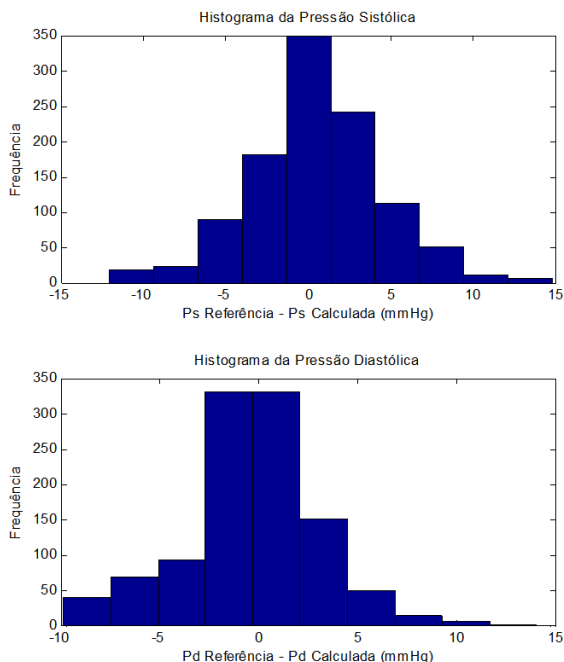
Figura 6.3: Gráfico de Bland-Altman para pressões sistólica (em cima) e diastólica (embaixo). Para a pressão sistólica, há um erro sistemático de -0,496 mmHg com limites de concordância de [7,424 -8,415] mmHG [+1,96SD -1,96SD]. A pressão diastólica apresenta um erro sistemático de 0,350 mmHG e limites de concordância de [6,979 -6,277] mmHG [+1,96SD -1,96SD]. Fonte: O Autor.



Para análise estatística, a média dos valores de pressão calculados e dos valores de referência ao longo dos 30 segundos foram obtidos para cada indivíduo. Estes dados são apresentados na Tabela 6.1.

O histograma de frequências, Fig. 6.4 apresenta a distribuição das diferenças entre as pressões calculada e de referência, identificando a normalidade da distribuição.

Figura 6.4: Histograma de frequências das diferenças entre pressões sistólica (em cima) e diastólica (embaixo). Ambos histogramas mostram a distribuição normal das diferenças entre pressões calculadas pelo novo método e pressões de referência. Fonte: O Autor.

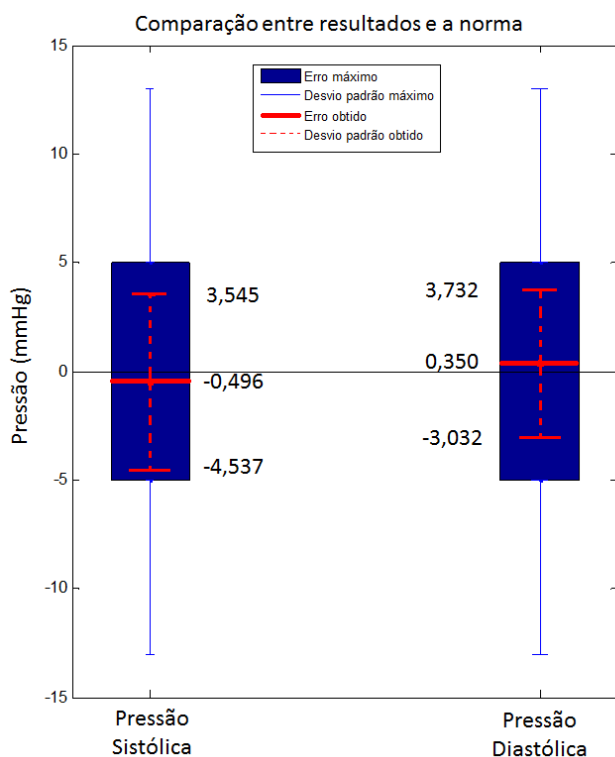


O erro máximo tolerado pela padrão da AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*) [7] para equipamentos de medição de pressão não-invasiva de forma digital e/ou automática é de ± 5 mmHg para o erro médio e de ± 8 mmHg para o desvio padrão. Os valores encontrados para o erro médio e o desvio padrão dos 1095 pontos de cálculo são, respectivamente, $-0,496 \pm 4,041$ mmHg para a pressão sistólica e $0,350 \pm 3,382$ mmHg para a pressão diastólica. A Fig. 6.5 apresenta estas informações.

Tabela 6.1: Pressões sistólicas e diastólicas calculadas a partir do método proposto e o valor de referência correspondente.

ID	Referência		Calculado	
	Ps (mmHg)	Pd (mmHg)	Ps (mmHg)	Pd (mmHg)
1	134,19	82,15	134,21	85,54
2	134,58	67,32	131,70	63,75
3	133,29	57,43	135,63	60,90
4	140,87	61,71	139,86	61,64
5	97,04	49,37	95,64	46,63
6	104,09	54,48	104,08	54,76
7	146,24	55,94	141,01	53,97
8	119,62	46,68	123,38	53,72
9	105,89	41,99	107,55	43,34
10	152,24	78,87	151,46	76,97
11	117,87	64,93	114,61	63,19
12	103,51	42,68	103,66	40,38
13	85,05	49,62	87,90	53,40
14	89,50	49,35	95,49	54,78
15	79,33	53,30	73,39	51,45
16	99,92	41,33	98,42	40,32
17	100,10	55,66	96,24	56,34
18	103,00	53,24	104,64	54,91
19	141,68	77,69	138,19	76,38
20	99,78	39,67	98,68	40,63
21	99,96	48,98	104,83	54,76
22	135,89	67,43	139,88	70,76
23	154,31	71,09	148,45	67,09
24	134,45	75,30	134,94	75,96
25	98,23	73,39	97,16	72,84
26	150,15	83,10	149,59	81,80
27	160,87	69,21	162,31	70,89
28	86,42	55,28	87,68	56,25
29	146,90	76,80	150,32	79,90
30	120,78	59,11	120,54	59,02
31	125,87	69,64	125,50	70,11
32	118,72	57,98	113,42	56,45
33	121,28	49,94	119,32	47,94
34	94,39	61,13	93,25	62,41

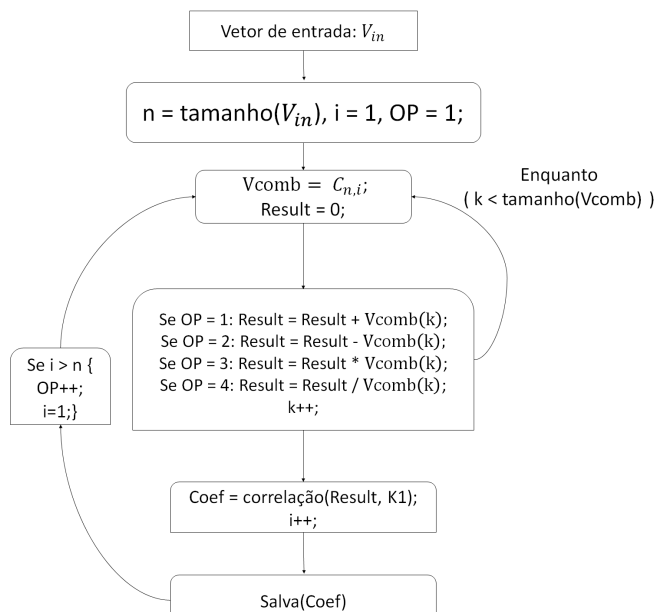
Figura 6.5: Comparação entre erro e desvio padrão obtidos com a norma. Valores de pressão sistólica foram $-0,496 \pm 4,041$ mmHg e pressão diastólica de $0,350 \pm 3,382$ mmHg. A norma permite um máximo de $\pm 5 \pm 8$ mmHg. Fonte: O Autor.



6.1.4 Pressão Sanguínea via PPG sem Calibração

Após os resultados do algoritmo para o cálculo de pressão sanguínea baseado em fotopletismografia com calibração, um algoritmo de cálculo de pressão sanguínea também baseado em fotopletismografia sem a necessidade de calibração foi desenvolvido. O objetivo é obter uma equação para calibração de $K1$ e $K2$ através de uma correlação entre estes parâmetros de calibração e parâmetros característicos do PPG. Para este fim, desenvolveu-se um algoritmo de regressão. Este algoritmo realiza operações matemáticas (soma, subtração, divisão e multiplicação) com os parâmetros de entrada (Vd , Vs , Vm , td e ARC) e os correlaciona com os parâmetros de calibração $K1$ e $K2$, de forma linear, exponencial e logarítmica e polinomial. O resultado, coeficiente de correlação, é utilizado para determinar a exatidão da equação adquirida. Este algoritmo de busca é representado no fluxograma da Fig. 6.6.

Figura 6.6: Fluxograma do algoritmo de regressão. O algoritmo realiza operações matemáticas (soma, subtração, divisão e multiplicação) com os parâmetros de entrada e os correlaciona com os parâmetros de calibração, de forma linear, exponencial e logarítmica e polinomial. Fonte: O Autor.



Os parâmetros (Vd , Vs , Vm , td e ARC), utilizados na calibração de cada um dos 34 indivíduos, são utilizados como entrada do algoritmo, assim como os parâmetros de calibração calculados ($K1$ e $K2$). Desta forma o algoritmo busca equações entre os parâmetros de entrada que melhor correlacionam com os parâmetros de calibração. O pseudo-algoritmo mostrado no fluxograma é realizado em dois níveis: os resultados do algoritmo são utilizados como entrada novamente. Analisando os resultados, encontrou-se as seguintes equações para $K1$ e $K2$, com coeficientes de correlação de 0,68 e 0,82 respectivamente.

$$K2 = 2,844 \left[\frac{(Vd - Vs)}{td} (Vd - Vs) td \right]^{0,2834} \quad (6.4)$$

$$K1 = 0,0114 \left[\frac{K2}{(Vd - Vs)} + \frac{K2}{(Vd - Vs)} td \right]^{0,3394} \quad (6.5)$$

O algoritmo foi executado para os 34 arquivos disponíveis, utilizando-se das equações de calibração 6.4 e 6.5. Os resultados se mostraram excedendo os limites aceitáveis da norma. O erro médio e o desvio padrão para a pressão sistólica foram de $8,6 \pm 26,8$ mmHg e para a pressão diastólica: $6,7 \pm 20,9$ mmHg.

Ao reduzirmos o número de indivíduos, selecionamos os 13 que apresentaram melhores resultados, obtendo 405 pontos de cálculo de pressão sanguínea. Os 13 indivíduos foram: 3000860, 3001912, 3002094, 3002151, 3003650, 3007696, 3011712, 3014589, 3016428, 3018897, 3021670, 3021685 e 3022565.

Desta vez, o erro médio e o desvio padrão para a pressão sistólica e a pressão diastólica, respectivamente, foram: $-2,37 \pm 6,86$ mmHg e $-0,4 \pm 7,47$ mmHg (valores na Fig. 6.7). A Fig. 6.8 mostra o gráfico de Bland-Altman com os limites de concordância entre os métodos. Para a pressão sistólica, há um erro sistemático de $-2,37$ mmHg e os limites de concordância são $[11,08 - 15,84]$ mmHG $[+1,96SD - 1,96SD]$. A pressão diastólica teve um erro sistemático de $-0,40$ mmHg e limites de concordância de $[14,24 - 15,06]$ mmHG $[+1,96SD - 1,96SD]$.

Figura 6.7: Comparação entre erro e desvio padrão obtidos sem calibração e a norma. Valores de pressão sistólica foram $-2,37 \pm 6,86$ mmHg e pressão diastólica de $-0,4 \pm 7,47$ mmHg. A norma permite um máximo de $\pm 5 \pm 8$ mmHg. Fonte: O Autor.

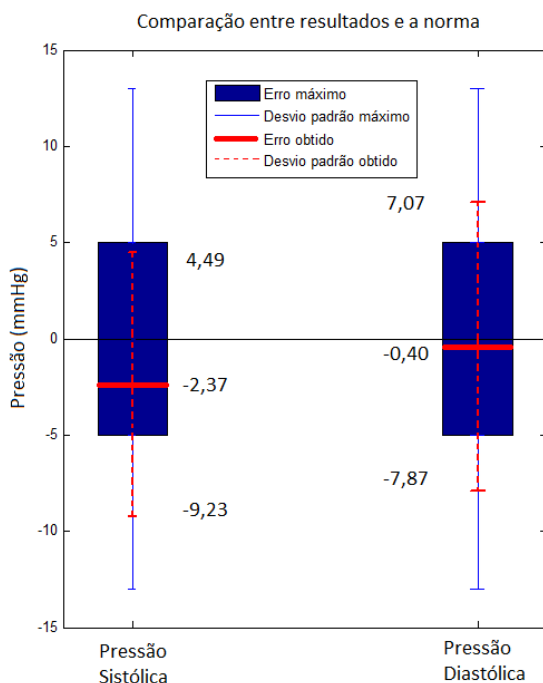
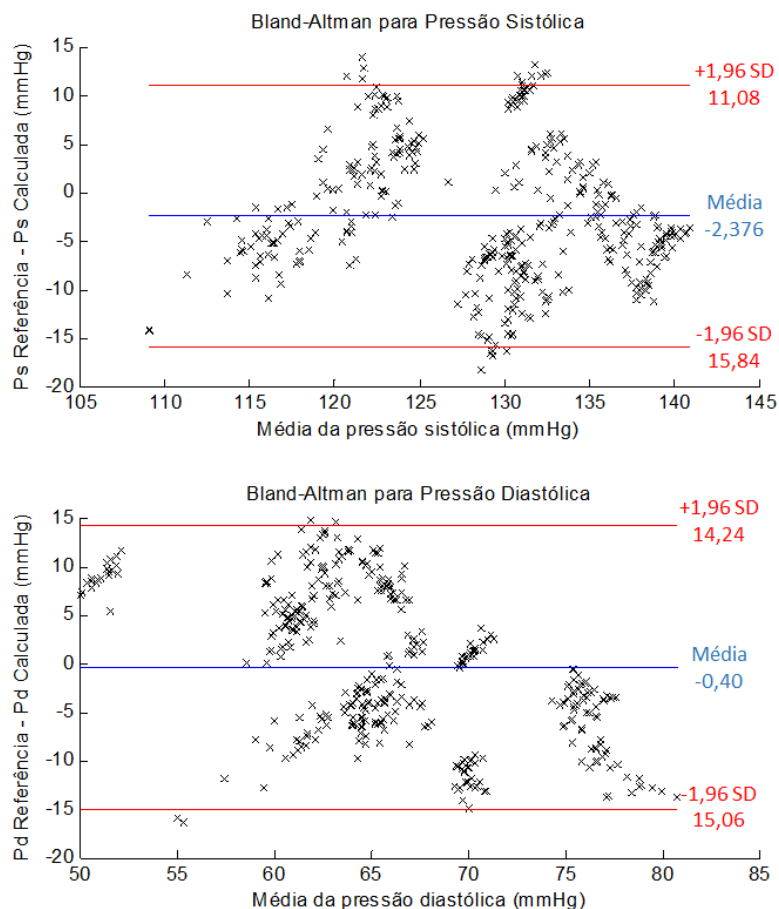


Figura 6.8: Gráfico de Bland-Altman para pressões sistólica (em cima) e diastólica (embaixo) obtidas sem calibração. Para a pressão sistólica, há um erro sistemático de -2,37 mmHg com limites de concordância de [11,08 -15,84] mmHg [$+1,96SD$ - $1,96SD$]. A pressão diastólica apresenta um erro sistemático de -0,40 mmHg e limites de concordância de [14,24 -15,06] mmHg [$+1,96SD$ - $1,96SD$].
Fonte: O Autor.



6.2 PROJETO DO FILTRO ADAPTATIVO E DO CONTROLADOR DE LUMINOSIDADE NOS LEDS

6.2.1 Filtro Adaptativo

O filtro adaptativo foi implementado em MATLAB. O valor do passo *step-size* deve ser bem ajustado para evitar que o filtro instabilize o sistema, ou nunca atinja o regime permanente. Um sinal de PPG sintético de frequência fundamental em 1 Hz foi contaminado com um sinal senoidal de 2 Hz, simulando uma caminhada. O filtro digital implementado foi um FIR de 2ª ordem com coeficientes iniciais [0,0418 0,9508 0,0418]. A Fig. 6.9 apresenta os resultados do filtro para diferentes *step-size* e após filtro passa-baixas de 3 Hz, para reconstrução do sinal de fotopletismografia. O *step-size* selecionado foi de 0,01 por melhor reconstruir o sinal em menos tempo, dentre os *step-size* testados.

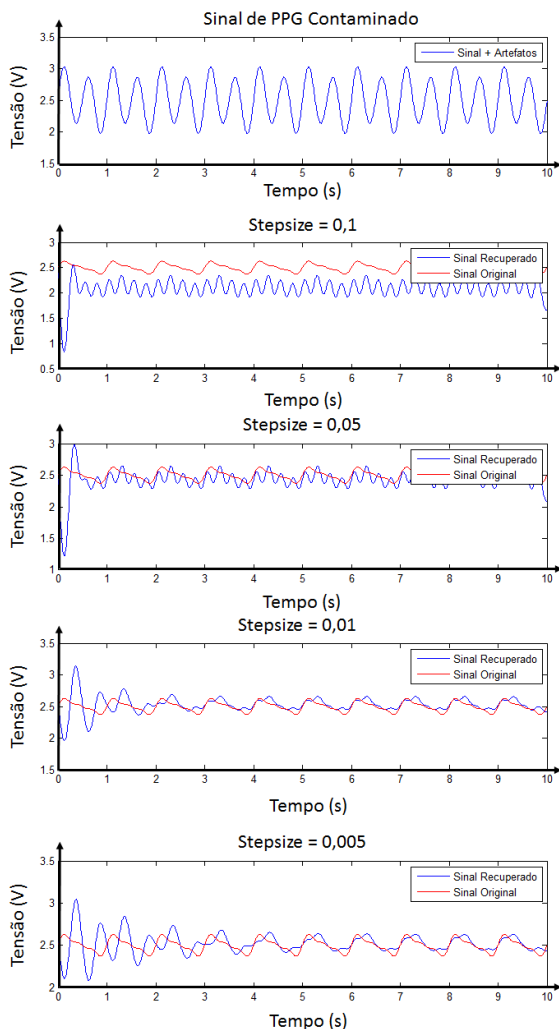
6.2.2 Controlador

Para o projeto do controlador é necessário obter o modelo da planta a ser controlada. O conjunto de componentes que representa a planta do sistema são o fotodiodo e o amplificador de transimpedância. A resposta à cinco degraus de tensão da plataforma de aquisição desenvolvida foram obtidos. A Fig. 6.10 mostra a resposta ao degrau, lida na saída do amplificador de transimpedância para entradas de tensão nos LEDs de [0,01 0,05 0,10 0,15 0,20 0,25 0,30] Volts.

A dinâmica de reposta da planta apresenta um sobressinal dependente da entrada, resposta instantânea, e tempo de acomodação de 2 segundos. O tempo de acomodação é inerente a planta, dependente da eletrônica do fotodiodo e do amplificador de transimpedância. Desta maneira, a planta não pode ser acelerada e o controlador projetado deve possuir tempo de acomodação mínimo igual ao da planta: 2 segundos. O ganho da planta é dependente das características morfológicas do indivíduo, como cor da pele e espessura da camada de gordura. Este ganho será tratado como o parâmetro K_{ind} .

O amplificador de transimpedância satura para saídas acima de 2,4 V devido a alimentação unipolar de 2,8 V. A tensão de referência para o controlador será de 1,5 V, pois neste ponto de operação há espaço para que artefatos de movimento contaminem o sinal sem que haja saturação (ver seção 6.4). O controlador irá adequar a corrente nos LEDs de acordo com K_{ind} de cada indivíduo:

Figura 6.9: Filtro adaptativo para diferentes step-size. Fonte: O Autor.



peles muito claras, com K_{ind} grande, terão uma menor tensão aplicada aos LEDs. Um sinal saturado não é possível de ser recuperado, enquanto o sinal não-saturado e contaminado por artefatos pode ser reconstruído. A referência DC de 1,5 V irá garantir que os LEDs emitam a maior quantidade de luz sem que haja saturação.

Figura 6.10: Resposta aos degraus da plataforma de aquisição. Degraus crescentes de [0,01 0,05 0,10 0,15 0,20 0,25 0,30] Volts. Fonte: O Autor.

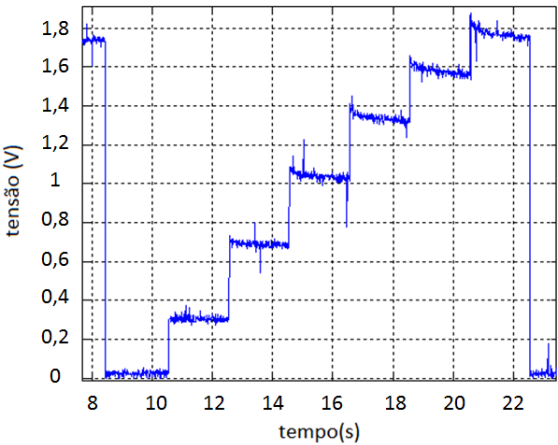


Tabela 6.2: Relação do sinal AC/DC normalizado para os tipos de pele, segundo a escala de Fitzpatrick. Valores expressos em média \pm SD (adaptado de [1]).

	Cor do Fotoemissor			
Tipo de Pele	Azul	Verde	Vermelho	Infravermelho
Tipo I/II	36,4 \pm 16,1	81,2 \pm 25,2	19,4 \pm 10,9	23,0 \pm 17,6
Tipo III	37,2 \pm 11,7	69,9 \pm 32,3	22,7 \pm 14,8	32,9 \pm 15,6
Tipo IV	31,8 \pm 10,0	77,7 \pm 22,7	34,6 \pm 12,3	34,9 \pm 25,8
Tipo V	23,6 \pm 4,4	49,0 \pm 46,8	22,5 \pm 5,7	18,1 \pm 7,7

Fallow *et al* [1] realizou análises em vários indivíduos de diferentes tipos de pele, segundo a escala de Fitzpatrick. Nesta escala, os tons de pele são classificados numericamente de Tipo I à Tipo VI (resultado da pontuação de um questionário aplicado) do tom mais claro ao mais escuro. Fallow *et al* [1] expressa a diferença da fotopletismografia nos tipos de pele através da relação AC/DC do sinal, sendo AC a onda fotopletismografica (sangue pulsátil) e DC o nível de tensão refletido no sangue venoso não-pulsátil, ossos e pele. A Tabela 6.2, adaptada de [1], apresenta a razão AC/DC normalizada para os diferentes tipos de pele.

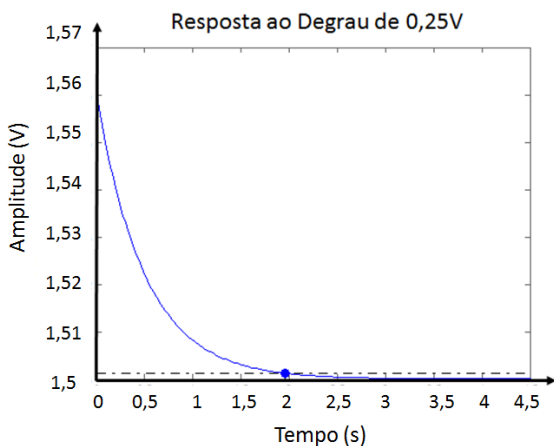
Os resultados da Tabela 6.2 indicam que para uma mesma intensidade luminosa, peles do Tipo I e II possuem cerca de 1,65

vezes mais sinal AC que peles do Tipo V. Há uma variação de 53 % na relação AC/DC do valor mais alto para o mais baixo, ao analisarmos os valores médios da cor verde do fotoemissor. O controlador deve ser projetado para manter a estabilidade e referência, mesmo com 53 % de variação de ganho na planta (K_{ind}).

A planta pode ser modelada com um pólo, um zero e ganho K_{ind} , segundo equação 6.7. A Fig. 6.11 mostra o modelo para uma entrada degrau de 0,25 V e $K_{ind} = 6$.

$$G(s) = K_{ind} \frac{1 + 0,54s}{1 + 0,52s} \quad (6.6)$$

Figura 6.11: Resposta ao degrau de 0,25V do modelo. O ponto azul indica o tempo de acomodação (2 segundos). Fonte: O Autor.



O controlador é projetado com um integrador para seguimento de referência e erro zero. Um par pólo-zero é adicionado para ajuste de sobressinal nulo e o ganho é ajustado para um tempo de acomodação de 2 segundos. A função transferência do controlador é mostrada na equação 6.7, e a resposta da planta controlada na Fig. 6.12

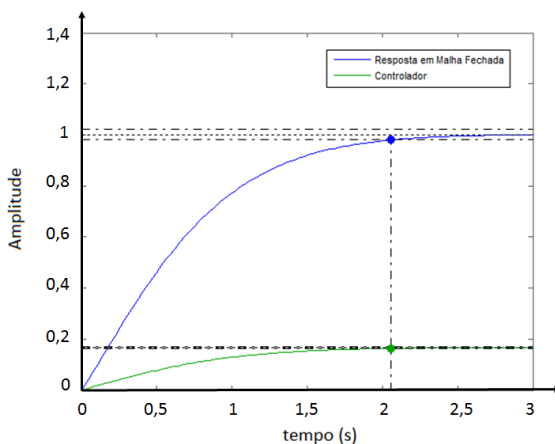
$$C(s) = 0,15 \frac{s + 5}{s(s + 3)} \quad (6.7)$$

A topologia de controle PID paralelo foi escolhida, para que se torne possível a utilização da técnica para plantas com saturação,

técnica *anti-windup*. Os parâmetros calculados para o controlador são: $K_p = -0,0333$, $K_i = 0,25$, $K_d = 0,0114$, $T_f = 0,343$, $T_s = 0,01$ e $K_b = 19$, dado um controlador em topologia paralela PID, equação 6.8, onde T_s é o tempo de amostragem.

$$C(z) = K_p + \frac{K_i T_s}{z - 1} + \frac{K_d}{T_f + \frac{T_s}{z - 1}} \quad (6.8)$$

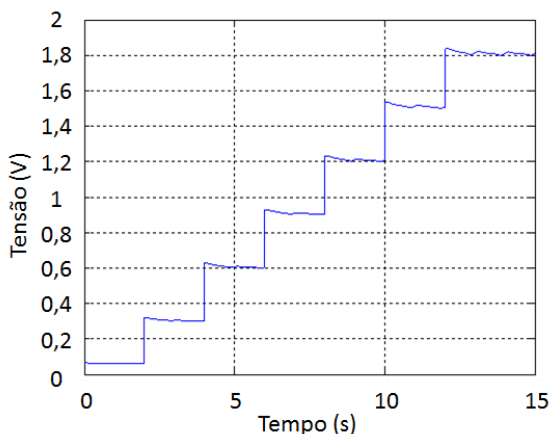
Figura 6.12: Resposta em malha fechada do modelo controlado. Os pontos verde e azul mostram o tempo de acomodação. Fonte: O Autor.



6.3 RESULTADOS EM SIMULAÇÃO

Para verificação dos algoritmos, processamento de sinais e controlador projetados, desenvolveu-se o modelo em *Simulink* de toda a plataforma de aquisição. O modelo da composição dos componentes fotodiodo e amplificador de transimpedância já foi realizado, segundo equação 6.7 apresentada na seção anterior. A forma de onda fotopletismográfica sintética foi adicionada à função de transferência da planta para verificação da filtragem analógica. Os mesmos *steps* de tensão foram aplicados ao modelo, para comparação com a planta real. A Fig. 6.13 apresenta a resposta da planta fotodiodo e amplificador de transimpedância modelada, para *steps* de tensão de [0,01 0,05 0,10 0,15 0,20 0,25 0,30] Volts.

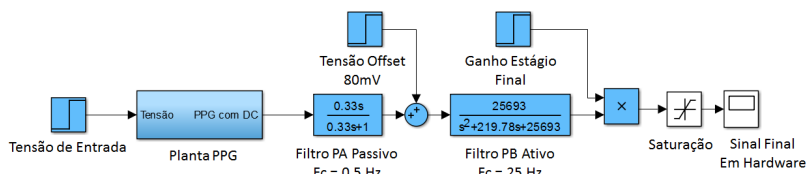
Figura 6.13: Resposta aos degraus do modelo da plataforma de aquisição. Degraus crescentes de [0,01 0,05 0,10 0,15 0,20 0,25 0,30] Volts. Fonte: O Autor.



O circuito analógico da plataforma de aquisição é constituído de um filtro passa-altas passivo em 0,5 Hz, um *level-shifter*, e um filtro passa-baixas ativo de topologia *sallen-key*, em sequência, tendo um amplificador final como ganho de estágio final. O filtro passa-altas passivo é representado por uma função de 1ª ordem, enquanto filtros ativos em topologia *sallen-key* são representados matematicamente por uma função transferência de 2ª ordem. Esta modelagem é apresentada na Fig. 6.14.

A seguir foram adicionados o controlador e o filtro adaptativo projetados, apresentados na Fig. 6.16. O modelo foi simulado

Figura 6.14: Modelo da plataforma de aquisição em malha aberta.
Fonte: O Autor.



para um ganho K_{ind} de 6, correspondente à Fig. 6.10. A atuação do controle se manteve dentro das especificações de projeto, atingindo a referência em aproximadamente 2 segundos. Simulações de perturbação de movimento foram adicionadas aos 20 segundos e aos 40 segundos, respectivamente de 1 Hz e 2 Hz, ambas de 20 segundos de duração. A faixa de 20 à 60 segundos demonstra, então, a ação do filtro adaptativo na simulação. Estes dados estão na Fig. 6.15, sinal obtido após os filtros analógicos. A frequência de amostragem selecionada de 100 Hz não se mostrou suficiente para a correta filtragem dos artefatos de movimento. Isto será discutido no capítulo 7.

Figura 6.15: Resultados em simulação: controle e filtro adaptativo.
Fonte: O Autor.

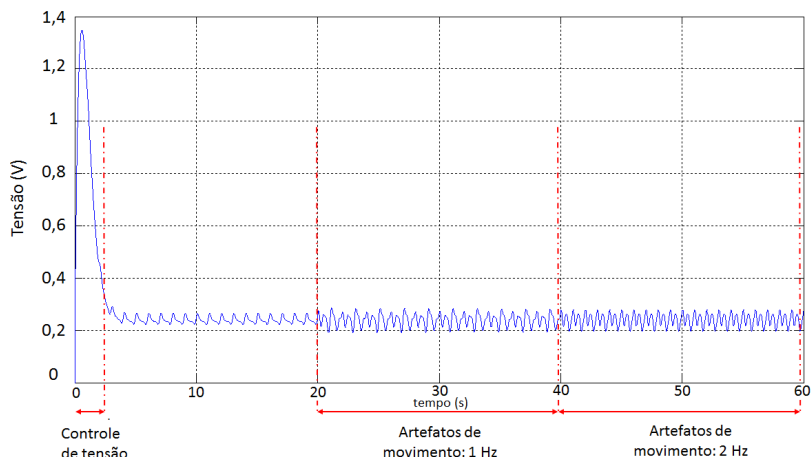
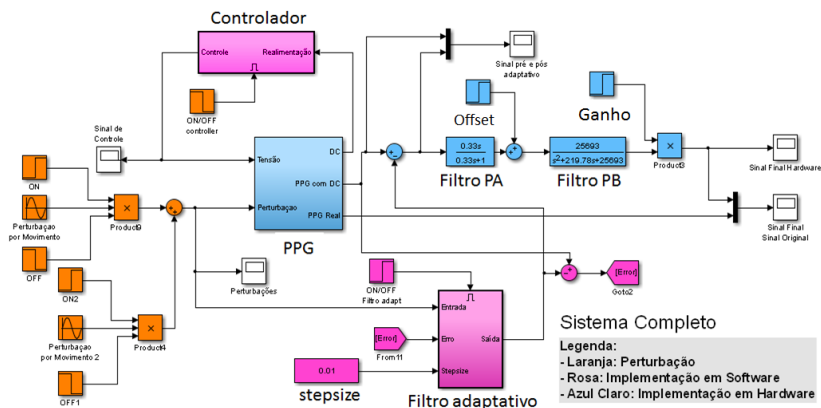


Figura 6.16: Sistema completo em modelo. Em azul é modelada a plataforma de aquisição. Em roxo, parte do firmware implementado no microcontrolador MSP430FR5969 (controle e filtro adaptativo) e em laranja as perturbações de movimento estão modeladas. Fonte: O Autor.



6.4 RESULTADOS NA PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO

A plataforma de aquisição foi montada de acordo com o circuito projetado, apresentado em 3.4. A plataforma se divide em duas placas de circuito impresso, uma delas contendo o Módulo Sensorial (MSen) e a outra os demais módulos. O Módulo Sensorial foi anexado em uma pulseira de velcro, apresentada na Fig. 6.17, contendo o cabo de transmissão de dados e conector padrão DB-9 para a placa com os demais módulos.

A plataforma de aquisição recebe comandos específicos por *bluetooth* e realiza determinadas operações, comunicando-se com um *smartphone* ou *tablet* pareado. A Tabela 6.3 apresenta os comandos implementados no microcontrolador. Para cada comando enviado, o Módulo de Comunicação responde as ações que serão tomadas. O controlador e o filtro adaptativo assim como o algoritmo de cálculo de pressão sanguínea foram implementados no microcontrolador MSP430FR5969. Os resultados são mostrados em cada seção, a seguir. Os módulos MAPS, MGE, MCom e MCT estão na placa de circuito impresso apresentada na Fig. 6.18.

Figura 6.17: Plataforma de Aquisição: módulo Msen (a); utilização no pulso (b). Fonte: O Autor.

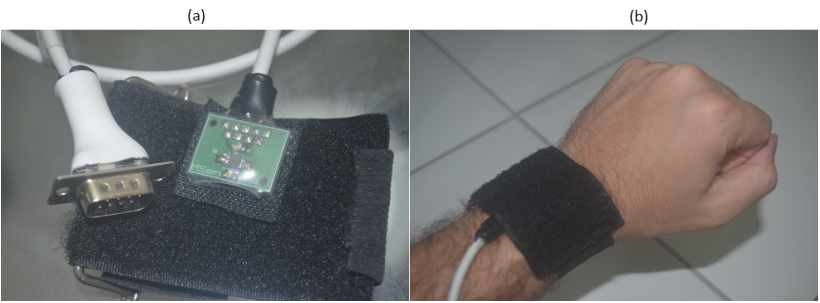


Tabela 6.3: Comandos implementados na plataforma de aquisição.

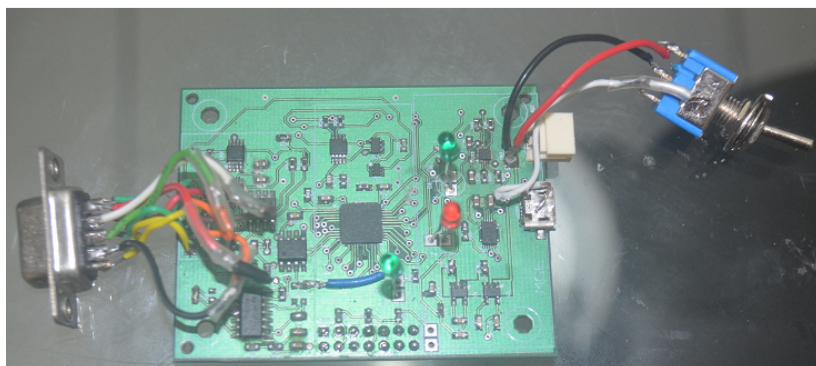
Comando	Significado	Ação	Reposta
calib	Calibração	Ativa o controle de luminosidade e realiza calibração de intensidade luminosa do LED e ganho de estágio final	"Pronto." quando a calibração é concluída
nibp	Pressão sanguínea não invasiva	Espera envio de pressão sistólica e diastólica, e realiza calibração dos parâmetros K1 e K2. Inicia cálculo de pressão e envia resultado via <i>bluetooth</i> para o dispositivo pareado	Pedido de pressão sistólica e diastólica, seguido do início do envio das pressões calculadas
accel	Filtro adaptativo	Desativa ou ativa filtro adaptativo	Estado do filtro adaptativo, como ativo ou desativado

6.4.1 Controle de Luminosidade

Ao enviar o comando *calib* para a plataforma de aquisição, o controle de luminosidade é ativo (Fig. 6.19). É de extrema importância manter o pulso e o Módulo Sensorial parados e estáveis durante a calibração, para um ótimo resultado final. O controlador se comportou de acordo com as especificações de projeto e a simulação realizada em *MATLAB/Simulink*. O tempo de regime permanente para atingir a referência de 1,5 V foi de aproximadamente 2 segundos, como esperado. A tensão nos LEDs em regime permanente foi de 0,25 V. A Fig. 6.20 mostra a saída do amplificador de transimpedância com a atuação de controle ativa.

Figura 6.18: Plataforma de Aquisição: módulos MAPS, MGE, MCom e MCT (a); e Plataforma completa em funcionamento (b). Fonte: O Autor.

(a)



(b)

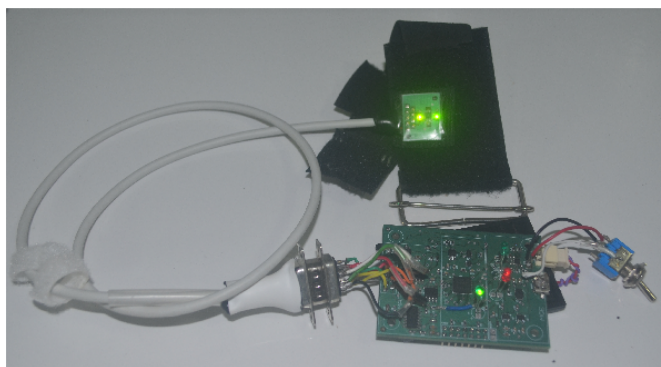
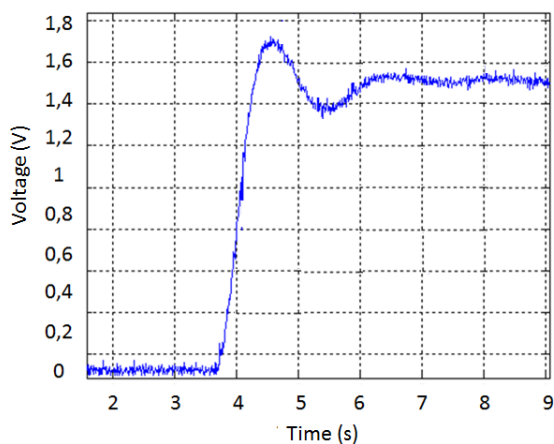


Figura 6.19: Comando de calibração enviado à plataforma de aquisição e suas repostas, indicando finalização de operação (*Pronto.*). Fonte: O Autor.

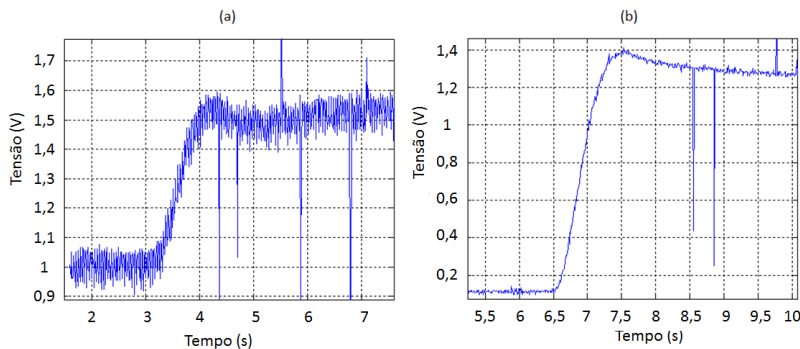


Figura 6.20: Resultados reais: controle de luminosidade atingindo a referência em 2 segundos. Fonte: O Autor.



Para fim de testes, o fotodiodo e os LEDs foram expostos ao ambiente iluminado, realizando a calibração. Em seguida, ambos fotodiodo e LEDs são encobertos por uma superfície escura e nova calibração é requisitada, a fim de analisar o comportamento do controlador. A referência de 1,5 V é alvo do controle, deste modo, ao ser exposto ao ambiente iluminado, a ação de controle reduz a tensão aplicada aos LEDs, a fim de atingir a referência. No momento que o fotodiodo é encoberto pela superfície escura, os LEDs são acionados com maior intensidade. No entanto, a intensidade máxima dos LEDs encobertos por uma superfície plástica de coloração escura, não é suficiente para atingir a referência de 1,5 V. O resultado é mostrado na Fig. 6.21.

Figura 6.21: Resultados reais: controle de luminosidade no ambiente iluminado (a); e controle de luminosidade com MSen encoberto por uma superfície plástica escura (b). Note em (a) o ruído causado pela fonte luminosa externa. Os picos representam ruídos na obtenção do sinal, utilizando um Arduino em conjunto com o MATLAB. Fonte: O Autor.

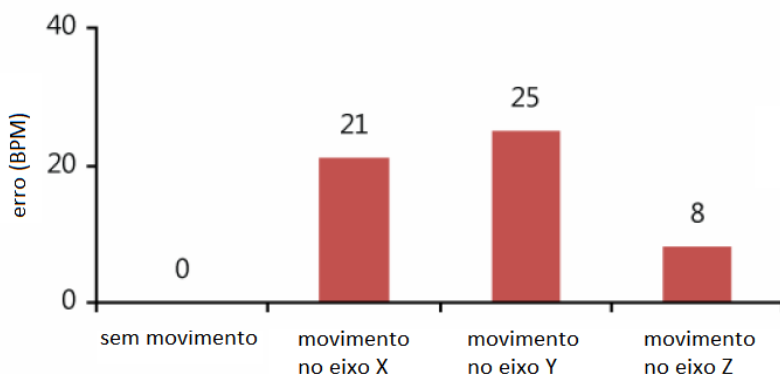


6.4.2 Filtro Adaptativo

A seleção da fonte dos artefatos de movimento é uma escolha determinante para o desempenho do filtro adaptativo. Apesar do acelerômetro indicar a aceleração em todos os 3 eixos (X-Y-Z), Han *et al* [4] indica a predominância de artefatos de movimento em movimentos perpendiculares à artéria medida. No estudo realizado por Han *et al* [4], o eixo X foi posicionado alinhado à artéria medida, e os eixos Y e Z foram posicionados perpendicularmente à

artéria. Movimentos nos 3 eixos, medidos isoladamente, apresentaram distorções no sinal. No entanto, os eixos X e Y apresentaram erros mais consideráveis, vide Fig. 6.22. Deste modo, os 3 eixos foram convertidos em um vetor de aceleração, utilizado como fonte da contaminação do sinal.

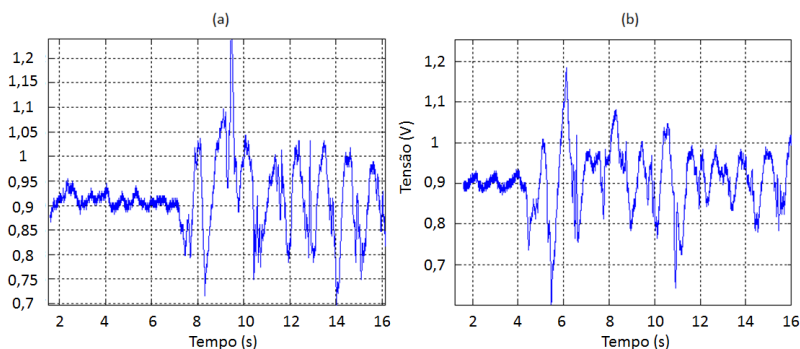
Figura 6.22: Influência do movimento do sensor no sinal fotopletiomográfico. Fonte: Adaptado de [4]



O filtro adaptativo é mantido ativo por padrão na plataforma de aquisição. Os testes foram realizados com oscilações de 1 Hz e 2 Hz e amplitude de movimento de 20 cm, ambos numa duração de 30 segundos. A análise dos resultados e do desempenho do filtro adaptativo é realizado comparando-se o sinal final do Módulo de Aquisição e Processamento de Sinais para o filtro adaptativo ativo e desativado. A máxima frequência de amostragem para os cálculos do filtro adaptativo foi de 100 Hz. As funções de comunicação com o acelerômetro e filtragens necessárias, assim como ajuste dos coeficientes, não foram possíveis de serem aceleradas para menos de 10 ms. O resultado é um filtro adaptativo lento para um distúrbio contínuo. Os artefatos de movimento não foram possíveis de serem rejeitados/reduzidos neste momento. A Fig. 6.23 mostra a saída de *hardware* para artefatos de movimento introduzidos, com o filtro adaptativo ativo (a) e em seguida, desativado (b).

A simulação em Simulink foi realizada novamente, para uma frequência de amostragem de 500 Hz, mantendo-se a ordem do filtro FIR utilizado. Desta vez, o filtro adaptativo foi capaz de reduzir os artefatos de movimento. O resultado é apresentado na Fig. 6.24.

Figura 6.23: Resultados reais: filtro adaptativo ativo (a); e desativado (b). Algoritmo não garante redução de artefactos. Fonte: O Autor.



No entanto, o microcontrolador não foi capaz de realizar a filtra-
gem nesta frequência de amostragem. O tempo de processamento e
cálculo do filtro não foi possível de ser acelerado para menos de 10
ms.

6.4.3 Pressão Sanguínea Não Invasiva

A pressão sanguínea não invasiva tem seu algoritmo cali-
brado com o envio do comando *nibp* via *bluetooth*. A plataforma de
aquisição, então, requisita a o envio da pressão sistólica e diastólica,
obtidos por um aparelho auxiliar de pressão sanguínea. Ambas as
pressões devem conter 3 dígitos. Após recebimento, os parâmetros
 $K1$ e $K2$ são calibrados automaticamente e o cálculo de pressão
sanguínea não invasiva é iniciado. A Fig. 6.25 apresenta os coman-
dos recebidos em comunicação com a plataforma de aquisição.

Figura 6.24: Simulação do filtro adaptativo em maior frequência de amostragem. Fonte: O Autor.

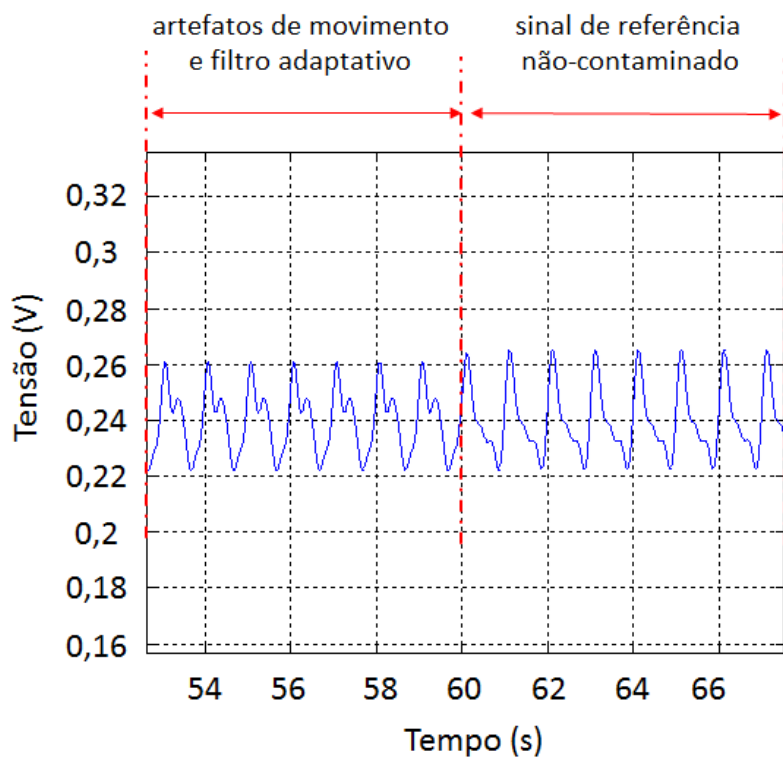


Figura 6.25: Resultados reais: tela de um *smartphone* após calibração do algoritmo de pressão sanguínea, recebendo valores de pressão batimento-a-batimento. Fonte: O Autor.

```
Selecionando PPG...
Insira Pressao Sistolica (3 digitos). Ex.: 120
OK
Insira Pressao Diastolica (3 digitos). Ex.: 080
OK
Calibracao concluida.
PS: 122. PD: 85.
PS: 127. PD: 86.
PS: 127. PD: 86.
PS: 117. PD: 78.
PS: 124. PD: 83.
PS: 125. PD: 86.
PS: 114. PD: 74.
PS: 113. PD: 73.
PS: 118. PD: 78.
PS: 122. PD: 82.
PS: 127. PD: 87.
PS: 126. PD: 85.
PS: 122. PD: 82.
PS: 118. PD: 79.
PS: 120. PD: 80.
PS: 115. PD: 75.
PS: 118. PD: 78.
PS: 122. PD: 82.
PS: 118. PD: 78.
PS: 124. PD: 84.
PS: 110. PD: 70.
PS: 118. PD: 78.
PS: 114. PD: 74.
PS: 117. PD: 77.
PS: 116. PD: 76.
PS: 106. PD: 67.
PS: 118. PD: 78.
PS: 114. PD: 74.
PS: 115. PD: 75.
PS: 110. PD: 70.
PS: 115. PD: 76.
PS: 114. PD: 75.
PS: 118. PD: 78.
Calculo de pressão sanguínea pausado.
```

7 DISCUSSÃO

7.1 CÁLCULO DE PRESSÃO SANGUÍNEA

Os melhoramentos desenvolvidos no algoritmo, apresentados na seção 6.1.1, foram determinantes para a robustez do cálculo de pressão sanguínea não-invasiva. Artefatos de movimento e ruídos da faixa de frequência do PPG ainda distorcem o sinal e comprometem a qualidade dos cálculos, mas numa intensidade menor. A Tabela 6.1 apresenta a média de todos os pontos calculados para cada um dos 34 indivíduos (cerca de 30 pontos para cada indivíduo). Isto foi possível pois, para 30 segundos de medição, a pressão sanguínea não sofre grandes variações. A média não seria possível de ser analisada caso o PPG analisado fosse da ordem de 20 minutos, onde a pressão sanguínea pode sofrer maiores alterações.

O histograma da Fig. 6.4 apresenta a distribuição das diferenças das pressões de referência e pressões calculadas. Por se apresentar como distribuição normal, um teste-t pareado pode ser utilizado para verificação dos resultados. A hipótese H_0 indica que não há diferenças significativas entre os métodos (método de referência, a pressão sanguínea invasiva, e o método apresentado), e os cálculos não são mero acaso. Utilizando-se do nível de confiança de 95 %, o teste-t pareado resulta nos valores de p para pressão sistólica de 0,46 e para pressão sistólica de 0,28, indicando que a hipótese H_0 deve ser aceita.

Esta informação é corroborada ao analisarmos o gráfico de Bland-Altman, Fig. 6.3. As informações obtidas do gráfico são mais confiáveis que testes de correlação pois correlação não garante causalidade [36]. Do gráfico, podemos concluir que o novo método apresentará 95 % dos resultados de pressão sistólica, diferenças máximas de 7,424 mmHg e -8,415 mmHg ($\pm 1,96SD$) do novo método para o método de referência, mantendo um erro sistemático de -0,496 mmHg. Para a pressão diastólica, 95 % dos resultados terão diferenças máximas de 6,979 mmHg e -6,277 mmHg ($\pm 1,96SD$) entre o método de referência e o novo método, com erro sistemático de 0,350 mmHg. Isto significa que para medições clínicas onde diferenças de pressão maiores que 8,4 mmHg sejam significativas, o novo método não deve ser utilizado.

Os resultados mostram que o método apresentado também se adequa às normas da AAMI [7], onde os valores máximos permitidos para o erro médio entre o método de referência e o novo método são de ± 5 mmHg e o desvio padrão entre os métodos deve ser, no máximo, ± 8 mmHg. Os resultados de todos os 1095

pontos de pressão calculados foram, para a pressão sistólica de $-0,496 \pm 4,041$ mmHg para a pressão sistólica e $0,350 \pm 3,382$ mmHg para a pressão diastólica.

O método de cálculo de pressão sanguínea sem calibração apresentou resultados dentro da norma da AAMI para 13 indivíduos selecionados: $-2,37 \pm 6,86$ para pressão sistólica e $-0,4 \pm 7,47$ para pressão diastólica, com valores de p de 0,235 para pressão sistólica e 0,868 para pressão diastólica, aceitando a hipótese H_0 de que não há diferenças significativas entre os métodos. No entanto, ao expandirmos o número de indivíduos para os 34 arquivos de dados do Physionet, os erros ultrapassam a tolerância da AAMI. Os resultados indicam a possibilidade do desenvolvimento de um algoritmo de cálculo de pressão sanguínea sem a necessidade de calibração, mas que no momento encontra-se limitado e não totalmente funcional.

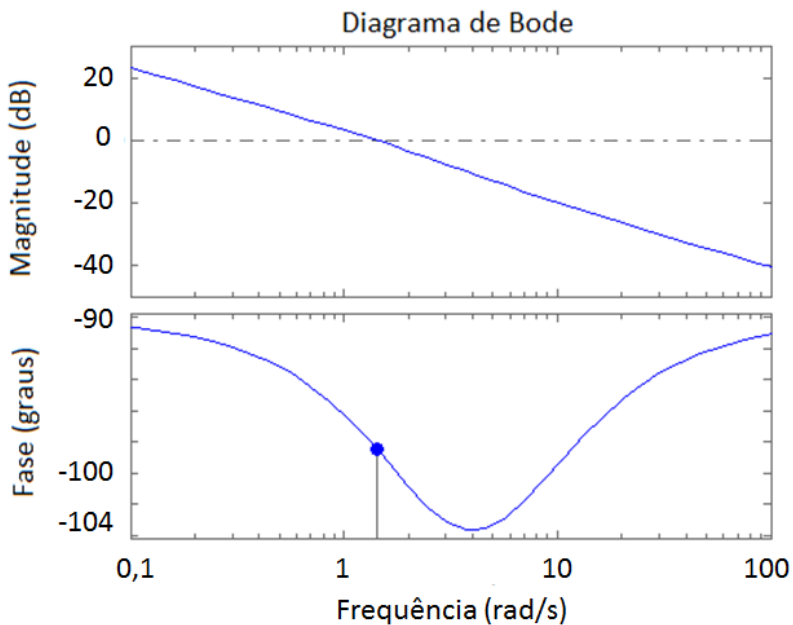
As equações obtidas através do algoritmo de regressão desenvolvido relacionam características do PPG com os parâmetros de calibração. Os arquivos disponíveis no Physionet não são oriundos dos mesmos sensores de oximetria: fotodiodos e LEDs são características determinantes no PPG. Os 13 sinais que apresentaram melhores resultados contêm características de PPG semelhantes, indicando a utilização de sensores semelhantes. Desta forma, para obter um resultado ótimo, o algoritmo de regressão deve ser utilizado para sinais oriundos de um sensor específico, obtendo assim uma garantia de funcionamento para qualquer indivíduo que utilize este sensor (conjunto de fotodiodo e LEDs).

7.2 CONTROLE DE LUMINOSIDADE NO LED

O controlador desenvolvido para controle de luminosidade no LED apresentou resultados de acordo com especificações de projeto e simulações. No entanto, é necessário avaliar a sua robustez. A Tabela 6.2 apresenta as relações AC/DC do sinal de fotopletiografia para diferentes tipos de pele, segundo a escala de Fitzpatrick *et al* [3]. O estudo de Fallow *et al* [1] revelou que há uma diferença de 53 % de ganho na relação AC/DC entre o maior e o menor valor. Deste modo, devemos avaliar o sistema em malha aberta com o controlador projetado e sua margem de fase (MF) e margem de ganho (MG). Estas análises indicarão o atraso de fase e o ganho necessários a serem inseridos no sistema para que este se torne estável, devido à incertezas no modelo da planta. O diagrama de bode do

sistema em malha aberta é apresentado na Fig. 7.1. A resposta de fase do sistema nunca cruza os -180° . Isto indica que a $MG = \infty$, e o sistema em malha fechada é estável para qualquer variação de ganho, desde que $K > 0$. O cruzamento do módulo com 0 db indica a margem de fase. Neste sistema, há uma margem de fase de $81,5^\circ$ na frequência de $1,43 \text{ rad/s}$. Isto indica que atrasos maiores que 1 segundo ($T_a = \frac{\theta}{\omega} = \frac{81,5 \cdot \frac{\pi}{180}}{1,43} = 1 \text{ s}$) instabilizam o sistema. Para diferentes indivíduos, a incerteza na planta se resume à variação no ganho devido ao tipo de pele, segundo a escala de Fitzpatrick. Deste modo, o controlador garante a estabilidade e seguimento de referência para qualquer indivíduo.

Figura 7.1: Diagrama de bode do sistema controlado em malha aberta. O ponto azul represente a MF do sistema. Fonte: O Autor.



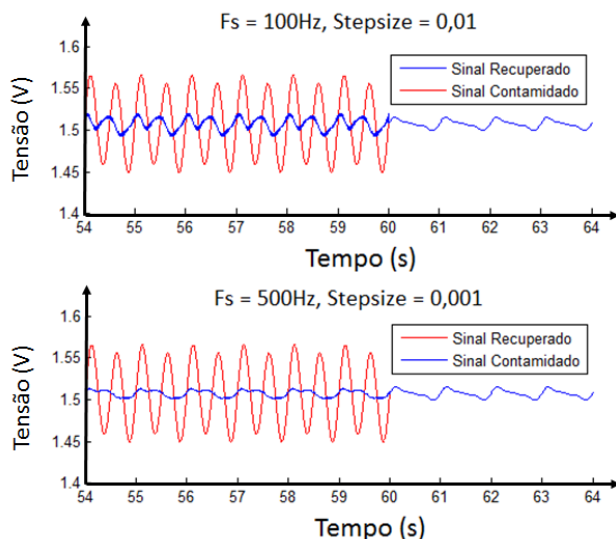
7.3 FILTRO ADAPTATIVO

O filtro adaptativo com algoritmo LMS atua independentemente da frequência de amostragem selecionada. Todo caso, a

eficiência da filtragem está diretamente relacionada a frequência de amostragem utilizada. Condições iniciais dos coeficientes do filtro digital cooperam para a rapidez de convergência, mas cada iteração é dependente da frequência de amostragem.

No filtro adaptativo utilizado neste trabalho, a frequência de amostragem de 100 Hz não se mostrou suficiente para a redução dos artefatos de movimento. O microcontrolador MSP430FR5969 não se mostrou capaz de realizar os cálculos e comunicação com o acelerômetro em menos de 10 ms, impossibilitando a atuação do filtro numa frequência de amostragem mais rápida. Soluções para este problema são a alteração no código implementado em *firmware*, otimizando a comunicação entre o MSP430 e o acelerômetro (esta tarefa toma grande parte dos 10 ms de operação, a cada iteração); e otimização dos cálculos de filtragem, acelerando o processo.

Figura 7.2: Comparação da eficiência do filtro adaptativo para duas frequências de amostragem distintas: (a) 100 Hz e (b) 500 Hz. Fonte: O Autor.



A Fig. 7.2 mostra o filtro adaptativo LMS simulado em MATLAB em duas frequências de amostragem diferentes, para o mesmo filtro FIR de 2ª ordem utilizado. Nota-se considerável diferença de (a) para (b), onde (a) corresponde a uma frequência de amostragem de 100 Hz e (b) a frequência de amostragem de 500 Hz. Note

que o filtro para $F_s = 100$ Hz não é apenas insuficiente, mas insere oscilações pontiagudas (*spikes*) no sinal, distorcendo-o.

7.4 PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO

Inicialmente o microcontrolador selecionado para o processamento da plataforma de aquisição foi o PIC16F1788 da Microchip. No entanto, este PIC não foi capaz de realizar o controle de luminosidade nos LEDs em conjunto com a comunicação com o acelerômetro: sua arquitetura de 8-bits é incapaz de realizar várias operações de variáveis *float* (32 bits) em sequência. Assim, optou-se por selecionar um microcontrolador com maior capacidade de processamento, onde foi escolhido o microcontrolador MSP430FR5969 da Texas Instruments. A biblioteca *IQmathlib* foi de extrema importância para a realização de todos os filtros digitais e controle. Esta biblioteca transforma variáveis *float* em variáveis *int* e realiza todas as operações de forma otimizada para a arquitetura MSP430.

A pesar das otimizações realizadas, o microcontrolador não foi capaz de comunicar-se com o acelerômetro e realizar o filtro adaptativo num tempo menor de 10 ms. Isto foi responsável pela não-eficiência da redução de artefatos de movimento. O código de comunicação com o acelerômetro, assim como o código do filtro adaptativo deve ser analisado com mais cautela, e verificação de possíveis pontos de otimização. O desenvolvimento desta análise está comentada nos Trabalhos Futuros.

O mapeamento entre o sistema de monitoramento de um veículo automotivo para um sistema de monitoramento para um ser humano se mostrou eficiente para a tarefa. A separação dos componentes de acordo com suas funções não é apenas uma maneira didática e organizada de projeto, mas coopera para a versatilidade do projeto. Os módulos podem ser projetados de modo a serem destacáveis, abrindo a possibilidade de inserção e remoção de quaisquer módulos a qualquer momento, otimizando o sistema para a aplicação desejada. Este assunto também está comentado nos Trabalhos Futuros.

8 CONCLUSÃO

A Plataforma de Aquisição se mostrou um equipamento eficaz para o monitoramento da pressão sanguínea em tempo real, para aplicações em saúde ubíqua. A comunicação *bluetooth* torna possível a utilização do equipamento em qualquer lugar, onde o *smartphone* conectado ao dispositivo será encarregado de transmitir os valores de pressão sanguínea para um estabelecimento assistencial de saúde.

O algoritmo de cálculo de pressão sanguínea necessita de uma calibração inicial, com ajuda de um equipamento de medição de pressão auxiliar. No entanto, não há indícios da necessidade de recalibração para o indivíduo, desde que mantenha o Módulo Sensorial na mesma posição. Ao trocar o MSen de posição, por exemplo do pulso esquerdo para o pulso direito, há a necessidade de recalibração. Diferentes localidades do corpo dão origem a diferentes formas de onda fotopletismográficas, como mostrado na Fig. 2.4. No entanto, fatores externos como desgaste dos LEDs, desgaste do equipamento e dos componentes podem exigir uma recalibração ou troca de sensores.

Já o algoritmo de cálculo de pressão sanguínea via PPG sem calibração, apresentou resultados promissores. No momento não é possível utilizá-lo para medições clínicas. Apesar dos resultados estarem dentro da norma para os 13 indivíduos selecionados, ao incluirmos todos os 34 indivíduos, os resultados excedem a tolerância de erro máxima permitida pela AAMI. Isto indica a necessidade de aperfeiçoamento do algoritmo.

O controle de luminosidade é capaz de adquirir o sinal de fotopletismografia em qualquer indivíduo ao utilizar-se da maior corrente no LED, sem que haja saturação. Seguido do controle de ganho, a relação AC/DC do sinal torna-se a maior possível para o circuito projetado.

Por sua vez, o filtro adaptativo apresentou resultados promissores em simulação, mas não foi possível de ser implementado na arquitetura selecionada. A máxima frequência de amostragem obtida nos cálculos não foi possível de realizar a redução de artefatos de movimento, ocasionando distorções no sinal.

Os estudos realizados neste trabalho trazem conhecimentos no que se refere ao desenvolvimento de dispositivos para serem usados no contexto da saúde ubíqua, contribuindo para o monitoramento contínuo dos pacientes, obtendo cada vez mais informações e mais parâmetros fisiológicos, dando suporte para manter a saúde do indivíduo em qualquer lugar e a qualquer momento.

9 TRABALHOS FUTUROS

A continuação deste trabalho é dada pela utilização da Plataforma de Aquisição em situações reais. Adicionalmente, uma investigação mais profunda sobre o filtro adaptativo deve ser realizada, a fim de implementar um algoritmo funcional para redução de artefatos de movimento. Os trabalhos futuros podem ser divididos em:

1. Investigação do Filtro Adaptativo

O filtro adaptativo atualmente implementado deve ser analisado em comparação com resultados em simulação. A frequência de amostragem deve ser aumentada para, no mínimo, 200 Hz. Isto toma forma otimizando o algoritmo implementado no MSP430 e, se necessário, mudando a técnica de filtragem adaptativa.

2. Testes Reais do Controle de Luminosidade e Filtragem Adaptativa

Uma quantidade de indivíduos deve ser selecionado para testes reais do controle de luminosidade e, posteriormente, do filtro adaptativo. Os resultados irão corroborar com os resultados dos artigos e resultados apresentados neste trabalho.

3. Testes Reais do Monitoramento de Pressão Sanguínea

Um quantidade de indivíduos deve ser selecionado de forma a monitorar a pressão sanguínea destes indivíduos por uma quantidade de tempo selecionada. Isto trará informações da necessidade, ou não, de recalibração do algoritmo com o tempo.

4. Investigações e Aperfeiçoamento do Algoritmo de Cálculo de Pressão Sanguínea Sem Calibração

Os resultados apresentados neste trabalho indicam a possibilidade do desenvolvimento deste algoritmo. Os parâmetros de calibração devem ser obtidos utilizando-se desta plataforma de aquisição, e o algoritmo de regressão deve obter equações de calibração específicas para o sensor desta plataforma, desenvolvendo-se assim um algoritmo de cálculo de pressão sanguínea via PPG sem calibração.

5. Projeto de Módulos Destacáveis para o Sistema de Monitoramento

Os Módulos apresentados neste trabalhos são fixos dentro

do sistema de monitoramento. Módulos destacáveis abrem a possibilidade de inserção e remoção de outros módulos no sistema de monitoramento, tornando-o mais adaptável para diferentes aplicações em saúde ubíqua (*e.g.*, remover o Módulo de Gerenciamento de Energia reduz em tamanho o sistema; um Módulo de ECG pode ser anexado ao sistema). A transformação de módulos de monitoramento fixos para módulos destacáveis deve ser bem estudada e projetada para que facilite a adaptação sem alterações no projeto - para isto um *firmware* deve ser projetado no microcontrolador de forma que reconheça o módulo a ser inserido.

6. Aplicação do Sistema num Estudo de Uso de Tecnologias para Saúde Ubíqua

Após a realização dos testes reais, há a necessidade de um estudo do sistema numa aplicação para saúde ubíqua. Recomenda-se a utilização do sistema para o monitoramento contínuo de pressão sanguínea de indivíduos com hipotensão ou hipertensão, onde o sistema irá alertar o próprio indivíduo e um responsável eventos de queda de pressão ou de elevação de pressão. Ao ser alertado dos eventos, o indivíduo e/ou o responsável são capazes de reagir ao evento muito mais rapidamente, evitando complicações circunstanciais.

REFERÊNCIAS

- 1 FALLOW, B. A.; TARUMI, T.; TANAKA, H. Influence of Skin Type and Wavelength on Light Wave Reflectance. *International Journal of Clinical Monitoring and Computing*, p. 313–317, 2013.
- 2 Paul H. Jones and Wei-Min Wang. *Method of Measuring Blood Pressure With a Plethysmograph*. 1993, US 5269310. Available from Internet: (http://www.patentlens.net/patentlens/patent/US_7062320/).
- 3 FITZPATRICK, T. B. The Validity And Practicality Of Sun-reactive Skin Type-I Through Type-VI. *Archives of Dermatology*, p. 869–871, 1988.
- 4 HAN, H.; KIM, M.-J.; KIM, J. Development of Real-Time Motion Artifact Reduction Algorithm for a Wearable Photoplethysmography. *IEEE*, p. 1538–1541, 2007.
- 5 HAN, H.; KIM, J. Artifacts in Wearable Photoplethysmographs During Daily Life Motions and Their Reduction with Least Mean Square Based Active Noise Cancellation Method. *Computers in Biology and Medicine*, v. 42, p. 387–393, 2012.
- 6 KIM, J. et al. Development of Implementation Strategies for u-Health Services Basedon the Healthcare Professionals' Experiences. *Telemedicine and e-Health*, v. 17, n. 2, p. 80–87, mar. 2011.
- 7 ASSOCIATION FOR THE ADVANCEMENT OF MEDICAL INSTRUMENTATION, AMERICAN NATIONAL STANDARD. *Electronic or Automated Sphygmomanometers*. [S.l.], 2002.
- 8 MOTOI, K. et al. Development of a Ubiquitous Healthcare Monitoring System Combined with Non-conscious and Ambulatory Physiological Measurements and its Application to Medical Care. *IEEE*, p. 8211–8214, sep. 2011.
- 9 KANG, D.-O. et al. A Context Aware Framework for u-Healthcare in a Wearable System. In: *IFMBE Proceedings*. [S.l.: s.n.], 2007. v. 14, p. 4026–4029.
- 10 CHALLONER, A. V. J.; RAMSAY, C. A. A Protoelectric Plethysmograph for the Measurement of Cutaneous Blood Flow. *Physics in Medicine and Biology*, v. 19, n. 3, p. 317–328, oct. 1974.

- 11 KAMAL, A. A. R. et al. Skin Photoplethysmography - A Review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 28, p. 257–269, apr. 1989.
- 12 ALLEN, J. Photoplethysmography and its Application in Clinical Physiological Measurement. *Physiological Measurement*, v. 28, p. R1–R39, feb. 2007.
- 13 MAEDA, Y.; SEKINE, M.; TAMURA, T. The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems*, v. 35, p. 829–834, may 2011.
- 14 MAEDA, Y. et al. Comparison of Reflected Green Light and Infrared Photoplethysmography. *IEEE*, p. 2270–2272, aug. 2008.
- 15 LEE, J. et al. Comparison Between Red, Green and Blue Light Reflection Photoplethysmography for Heart Rate Monitoring During Motion. *IEEE*, p. 1724–1727, jul. 2013.
- 16 VIZBARA, V. et al. Comparison of Green, Blue and Infrared Light in Wrist and Forehead Photoplethysmography. *Conference Biomedical Engineering*, v. 17, p. 78–81, 2013.
- 17 BAGHA, S.; SHAW, L. A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO2 and Pulse Rate. *International Journal of Computer Applications*, v. 36, n. 11, p. 257–269, dec. 2011.
- 18 MANNHEIMER, P. D. et al. Wavelength Selection for Low-Saturation Pulse Oximetry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 44, n. 3, p. 148–157, mar. 1997.
- 19 WONGJAN, A.; JULSEREEWONG, A.; JULSEREEWONG, P. Continuous Measurements of ECG and SpO2 for Cardiology Information System. *Proceedings of the International Multi Conference of Engineers and Computer Scientists*, v. 2, mar. 2009.
- 20 JOHANSSON, A.; OBERG, P. A.; SEDIN, G. Monitoring of Heart and Respiratory Rates in Newborn Infants Using a New Photoplethysmography Technique. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, v. 15, p. 461–467, sep. 1999.
- 21 ELGENDI, M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. *Current Cardiology Reviews*, p. 14–25, 2012.

- 22 SONG, S. H. et al. Estimation of Blood Pressure Using Photoplethysmography on the Wrist. *Computers in Cardiology*, v. 36, p. 741–744, 2009.
- 23 NOBRE, F.; JR, D. M. Estimation of Blood Pressure Using Photoplethysmography on the Wrist. *Revista da Associação Médica Brasileira*, v. 44, n. 2, p. 123–126, 1998.
- 24 ZHENG, Y.-L. et al. An Armband Wearable Device for Overnight and Cuff-Less Blood Pressure Measurement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 61, n. 7, p. 2179–2186, 2014.
- 25 MCCOMBIE, D. B.; REISNER, A. T.; ASADA, H. H. Adaptive Blood Pressure Estimation from Wearable PPG Sensors Using Peripheral Artery Pulse Wave Velocity Measurements and Multi-Channel Blind Identification of Local Arterial Dynamics. In: *EMBS Annual International Conference*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 3521–3524.
- 26 RUIZ-RODRÍGUEZ, J. C. et al. Innovative Continuous Non-Invasive Cuffless Blood Pressure Monitoring Based on Photoplethysmography Technology. *Intensive Care Med*, v. 39, p. 1618–1625, 2013.
- 27 WANG, C.; HUANG, C.; YE, S. Noninvasive Cardiac Output Monitoring System Based on Photoplethysmography. *Progress in Informatics and Computing*, p. 669–673, may 2014.
- 28 HARMS, M. P. M. et al. Continuous Stroke Volume Monitoring by Modelling Flow From Non-Invasive Measurement of Arterial Pressure in Humans Under Orthostatic Stress. *Clinical Science*, p. 291–301, may 1999.
- 29 FLEMING, S. G.; TARASSENKO, L. A Comparison of Signal Processing Techniques for the Extraction of Breathing Rate from the PPG. *International Journal of Biological and Medical Sciences*, p. 232–236, 2007.
- 30 NILSSON, L.; JOHANSSON, A.; KALMAN, S. Respiration Can Be Monitored by Photoplethysmography With High Sensitivity and Specificity Regardless of Anaesthesia and Ventilatory Mode. *ACTA Anaesthesiologica Scandinavica*, v. 49, p. 1157–1162, 2005.
- 31 GINSBERG, J. P.; BERRY, M. E.; POWELL, D. A. Cardiac Coherence and Posttraumatic Stress Disorder in Combat Veterans. *Alternative Therapies*, v. 16, n. 4, p. 52–60, 2010.

- 32 TILLER, W. A.; MCCATRY, R.; ATKINSON, M. Cardiac Coherence: A New, Noninvasive Measure of Autonomic Nervous System Order. *Alternative Therapies*, v. 2, n. 1, p. 52–65, 1996.
- 33 MCCATRY, R. et al. *The Coherent Heart*. [S.l.]: Institute of HeartMath, 2006.
- 34 GOLDBERGER, A. L. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, v. 101, n. 23, p. e215–e220, jun. 2000. Circulation Electronic Pages: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215> PMID:1085218; doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215.
- 35 CHO, J. M. et al. Reduction of Motion Artifact of Photoplethysmogram Signal Based on Its Frequency Distribution. *IEEE*, p. 40–45, 2012.
- 36 ALTMAN, D. G.; BLAND, J. M. Measurement in Medicine: the Analysis of Method Comparison Studies. *The Statisticians*, p. 307–317, 1983.

APÊNDICE A

As características dos sinais utilizados nesta pesquisa são aqui descritos. Todos os sinais foram obtidos através do *Physionet* [34], possuem frequência de amostragem de 125 Hz e número total de amostras de 3751. Os sinais possuem várias horas de duração. Desta maneira, como descrito no trabalho, 30 segundos de sinal foram selecionados. A tabela 1 apresenta a identificação de cada sinal (ID) e tempo do início dos 30 segundos selecionados, tanto para *PLETH* (fotopletismografia) como para *ABP* (pressão sanguínea invasiva), sabendo que ambos foram coletados simultaneamente. O banco de dados selecionado foi o "*MIMIC II Waveform Database, version 3 part 0*", podendo ser obtido através do site do *Physionet* [34].

Tabela 1: Características dos Sinais PLETH e ABP selecionados

ID	início do sinal
3000860	18h 8min 33s
3001912	11h 25min 39s
3002094	6h 43min 9s
3002151	18h 17min 24s
3002546	2h 16min 25s
3002762	7h 3min 31s
3002921	6h 44min 43s
3003650	17h 38min 46s
3004751	23h 17min 6s
3007577	15h 24min 1s
3007696	20h 37min 1s
3008006	22h 28min 45s
3009617	24min 52s
3010066	3h 38min 47s
3010799	3h 41min 3s
3013262	18h 12min 13s
3013448	6h 37min 39s
3013604	5h 51min 17s
3014589	17h 49min 42s
3014995	16h 46min 38s
3015501	17h 55min 14s
3016428	23h 8min 15s
3017901	19h 5min 26s
3018897	9h 48min 31s
3019302	3h 20min 14s
3019644	10h 46min 49s
3019875	6h 26min 40s
3020162	18h 43min 7s
3021418	15h 16min 1s
3021670	1h 37min 38s
3021685	1h 45min 36,74s
3022565	1h 9min 8s
3022777	5h 28min 26s
3023009	19h 9min 51s